

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

SARAY GIOVANA DOS SANTOS

**ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS DE IMPACTO E DA PERCEPÇÃO HUMANA
DE CONFORTO NA PRÁTICA DE “UKEMIS” EM DIFERENTES “TATAMIS”**

Florianópolis

2003

SARAY GIOVANA DOS SANTOS

ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS DE IMPACTO E DA PERCEPÇÃO HUMANA
DE CONFORTO NA PRÁTICA DE “UKEMIS” EM DIFERENTES “TATAMIS”

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação do Departamento de Engenharia de Produção e Sistemas da Universidade Federal de Santa Catarina, como exigência parcial para obtenção do título de Doutor em Engenharia de Produção. Área de concentração em Ergonomia.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Maria de Fátima da Silva Duarte

Florianópolis

2003

SARAY GIOVANA DOS SANTOS

**ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS DE IMPACTO E DA PERCEPÇÃO HUMANA DE
CONFORTO NA PRÁTICA DE “UKEMIS” EM DIFERENTES “TATAMIS”**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação do Departamento de Engenharia de Produção e Sistemas da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Engenharia de Produção. Área de concentração em Ergonomia.

Aprovada em 13 de junho de 2003

Prof. Dr. Edson Pacheco Paladini - Coordenador do Programa

BANCA EXAMINADORA

Prof^ª. Dr^ª. Maria de Fátima da Silva Duarte (Orientadora)
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Prof. Dr. Milton José Cinelli, Dr. (Examinador Externo)
Universidade do Vale do Itajaí - UNIVALI

Prof. Dr. Hélio Roesler (Examinador Externo)
Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

Prof. Dr. Roberto Jordan (Membro)
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Prof. Dr. Antonio Renato Pereira Moro (Moderador)
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Prof. Msc. Roberto M. Heidrich, Mc. (Convidado Especial)
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Eu fui gerada nessa vida por uma grande mulher, Sr^a. Rozalina Moro dos Santos. Ela tinha orgulho em ter-me como filha, só que nunca me disse, e eu, tinha muito orgulho de tê-la como mãe, só que também nunca lhe disse. Por isto, ainda que fisicamente ela não possa ver, registro aqui a admiração que eu sempre tive e ainda tenho por ela. Ela que foi uma guerreira, uma fortaleza, que teve força para criar seus quatro filhos, sozinha, e nunca se deixou abater. A você MÃE, que me ensinou a ser “gente”, dedico não só este trabalho, que é um marco na minha existência, mas todos os projetos da minha vida. Sinto muitas saudades, te amo.

AGRADECIMENTOS

Na busca de sanar minhas deficiências na especificidade da área da Mecânica e da Biomecânica, questionei, pedi auxílio e muitas vezes me tornei até inconveniente. Em virtude disto, quero agradecer a todos aqueles que não me deixaram sem respostas, mesmo que com pouco tempo, com pressa, mas que em cada palavra e em cada gesto, contribuíram para somar o conhecimento que está aplicado neste documento, que é apenas o início de uma grande jornada.

Assim, independente do grau de contribuição e da forma, quero agradecer de coração:

À amiga e orientadora Prof^a. Dr^a. Maria de Fátima da Silva Duarte pela confiança em mim depositada;

Ao Prof. Ms. Roberto H. Heidrich, pela grande contribuição como professor da disciplina de Controle de Vibrações, por me fazer entender o conteúdo; como intermediário para o empréstimo dos acelerômetros e pré-amplificadores; no auxílio, sempre incansável na coleta de dados; como idealizador do pêndulo balístico e pela paciência conferida aos grandes mestres;

Ao Prof. Dr. Noé Gomes Borges Junior, que não mediu esforços para contribuir em todas as coletas de dados; pela instrumentação e validação do pêndulo balístico e pelo amigo e ser humano que é;

Ao Prof. Dr. Milton José Cinelli, por todo seu auxílio na instrumentação do pêndulo balístico; pelo auxílio na coleta de dados e no tratamento dos sinais para os cálculos do coeficiente de restituição e, principalmente, por ter se tornado um grande amigo;

Ao Prof. Dr. Hélio Roesler por sua contribuição na aquisição e no tratamento de sinais dos impactos; no manuseio do programa SAD e por mostrar caminhos;

Ao Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo, pelo imprescindível apoio, pela rica contribuição no tratamento dos sinais, na análise dos dados e auxílio nos momentos de incertezas;

Ao Prof. Dr. Jorge Daniel Rieira, pela magnitude das consultorias prestadas, relacionadas aos índices de conforto, as quais contribuíram para esse e mostraram novos horizontes a serem seguidos;

Ao Prof. Ms. Mario César Andrade, pela sua contribuição na coleta de dados na plataforma de força e no *Peak Motus*;

Ao doutorando Carlos Rodrigo de Mello Roesler, da Engenharia Mecânica – UFSC, pelos conhecimentos transmitidos, elaboração das equações que resultaram nos índices de conforto e, principalmente, pela amizade construída;

Aos judocas Marcos Goulart Moritz e Newton Gonçalves Nocetti Neto, pelas desgastantes e cansativas projeções e quedas realizadas em laboratório, assim como, pela contribuição do judoca Willian Fernando da Silva Jacques;

Ao representante comercial de “tatamis” e ex-judoca Douglas Vieira, que muito auxiliou otimizando a compra dos diferentes tipos de “tatamis”;

Ao técnico do Laboratório de Vibrações da UFSC – Adilto Teixeira (Parú) pela colaboração na construção do pêndulo balístico;

Ao Prof. Dr. Aluisio Ávila coordenador do Laboratório de Biomecânica do CEFID/UDESC, por ceder o laboratório para as coletas de dados;

Ao Prof. Altevir Fonseca Mayer pela colaboração no momento da testagem (clareza, e fidedignidade), da Escala de Percepção de Desconforto Corporal;

Aos judocas do Instituto Estadual de Educação e do Projeto de Extensão da UFSC que participaram do estudo de campo;

Aos colegas mestrandos e doutorandos tanto da UFSC como do CEFID, que acompanharam este trajeto, em especial ao amigo e já Doutor José de Fátima Juvêncio e a Ms. Audrey Cristine Esteves, que tiveram uma parcela de contribuição neste estudo;

Aos “amigos” que acompanharam este processo e que, principalmente no final, mostraram o que “realmente” são;

Ao meu companheiro de todas as horas – Sebastião, por ter suportado nestes longos quatro anos, uma doutoranda ansiosa, nervosa, irritada e que, muitas vezes, deixou de ser o que sempre lhe cobrou - “companheira”;

Aos meus filhos Luara e Leonardo, além de agradecer pelo apoio, compreensão e paciência que tiveram por estes quatro anos tortuosos, e admito que fui mais doutoranda que mãe e por isso, me perdoem, eu amo muito vocês.

A DEUS, meu Pai Eterno, pelo amparo, principalmente, nos momentos difíceis que passei durante esta jornada, pois este doutorado além de acadêmico também o foi de vida, pois me capacitou em tolerar dor física e espiritual, angústia e desespero no período da doença e partida da minha Mãe, além dos meus adoecimentos. Obrigado Senhor, sem o Seu auxílio eu não teria findado este estudo.

RESUMO

ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS DE IMPACTO E DA PERCEPÇÃO HUMANA DE CONFORTO NA PRÁTICA DE “UKEMIS” EM DIFERENTES “TATAMIS”

Autora: Saray Giovana dos Santos

Orientadora: Dr^a. Maria de Fátima da Silva Duarte

Este estudo de cunho exploratório teve como objetivo avaliar características de impactos em diferentes tipos de “tatamis” e analisar a percepção de desconforto corporal dos judocas ao realizarem “ukemis” em diferentes tipos de “tatamis”. Mais especificamente objetivou-se: identificar e comparar o coeficiente de restituição; as forças de reação do solo transmitidas através dos “tatamis” ao corpo do judoca; os valores e os tempos dos impactos dos diferentes segmentos corporais (mão, quadril e pé) nos diferentes tipos de “tatamis”; os valores e os tempos de impactos gerados por um pêndulo balístico instrumentado nos diferentes tipos de “tatamis”; identificar e comparar a percepção de desconforto corporal dos judocas resultante dos impactos sobre diferentes tipos de “tatamis”; definir e determinar índices de conforto para “tatamis” utilizados na prática de “ukemis”; e, identificar as possíveis relações entre as variáveis do estudo. Foram analisados sete “tatamis” para as aquisições laboratoriais e 63 judocas na pesquisa de campo. Na coleta de dados utilizou-se: um pêndulo balístico instrumentado; uma plataforma de força OR6-5 2000 AMTI; um acelerômetro triaxial da Brüel & Kjaer tipo 4321 e uma Escala de Percepção de Desconforto Corporal. Os resultados apontam que: **a)** o coeficiente de restituição dos diferentes “tatamis”, apresentaram os CRs entre 0,53 e 0,67; **b)** os valores de impacto gerados por um pêndulo balístico instrumentado, formam em ordem crescente dois blocos, sendo o primeiro formado pelos “tatamis” “F”, “A”, “B” e “G”, cuja média foi 30% menor que a média do segundo bloco formado pelos “tatamis” “D”, “E” e “C”; **c)** as forças de impacto nos diferentes segmentos corporais do corpo do judoca registrados pela plataforma de força, foram diferentes tanto entre os segmentos quanto entre os diferentes “tatamis”, sendo de 1,3 a 2,26 PC na mão; 5,85 a 6,85 PC no quadril e, 2,46 a 5,30 PC no pé; **d)** os valores de impacto mais altos no punho, foram obtidos nos “tatamis” “C” (eixo x) 218,27 g, “B” (eixo y) 67,97 g e “E” (eixo z) 301,11 g; no quadril, nos “tatamis” “G” (eixo x) 18,79 g, “A” (eixo y) 12,89 g e “D” (eixo z) 17,63 g; no tornozelo, nos “tatamis” “E” (eixo x) 118,87 g, “A” (eixo y) 94,03 g e “A” (eixo z) 371,37 g; **e)** os tempos de impactos gerados pelo pêndulo balístico confirmam que os “tatamis” que apresentaram os CRs maiores, (“A” – 0,67; “G” – 0,66 e “F” – 0,65) tiveram também, além do “tatami” “B” (0,0134 s), os maiores tempos de impactos (0,0137, 0,0127 e 0,0142, respectivamente); **f)** quanto ao tempo de impacto dos segmentos corporais, no punho, o “tatami” “E” foi o que apresentou os menores valores nos três eixos, e, o “tatami” “A” (x, y e z) os maiores; no quadril, o “tatami” “E” (x, y e z) apresentou os menores tempos e os “tatamis” “A” (x e z) e “F” (y) os maiores; e, no tornozelo os “tatamis” “C” (x) e “E” (y e z) os menores, e, o “tatami” “F” (x, y e z) os maiores; **g)** a percepção de desconforto dos judocas classificou em crescente de desconforto os “tatamis” em: “A”, “F”, “B”, “G”, “D”, “C” e “E”; **h)** os índices de conforto (A , θ e $jerk$) do punho permitiram classificar os “tatamis” em ordem crescente de desconforto em: “A”, “B”, “F”, “G”, “D”, “C” e “E”; no quadril em: “A”, “F”, “B”, “C”, “D”, “G” e “E”; e, no tornozelo em: “F”, “G”, “B”, “D”, “A”, “E” e “C”. Face aos resultados conclui-se que: **a)** os “tatamis” apresentaram altos valores de CR; **b)** o pêndulo balístico, além de propiciar os cálculos do CR dos “tatamis”, ajustando outras equações, poderá ser utilizado para os cálculos dos índices de conforto destes; **c)** os valores de impacto (PC) encontrados foram tão altos quanto a modalidades esportivas que exigem saltos; **d)** tanto as magnitudes dos impactos quanto os eixos onde ocorreram, serviram para ratificar a importância do “ukemi” na amenização dos efeitos dos impactos; **e)** as magnitudes dos impactos e tempos que estes ocorreram, principalmente os segmentos corporais punho e tornozelo, se enquadram em faixas considerados como causadores de severas lesões; **f)** a grande maioria dos “tatamis”, que apresentaram maiores tempos de

impacto, são os mesmos considerados como menos desconfortáveis; **g)** para um estudo que integrou resultados subjetivos (qualitativos) com os quantitativos, os índices de conforto (A , θ e *jerk*) obtidos foram os fatores mais importantes; **h)** os judocas elegeram o “tatami” “A”, seguido do “F” e do “B” como os “tatamis” mais adequados para a prática dos “ukemis”.

Palavras-chave: impacto, “tatamis”, “ukemis”, “jerk”.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE PRODUÇÃO
Tese de Doutorado na área de Ergonomia
Florianópolis, 13 de Junho de 2003

ABSTRACT

STUDY OF THE IMPACT CHARACTERISTICS AND THE HUMAN PERCEPTION OF COMFORT IN THE PRACTICE OF "UKEMIS" ON DIFFERENT "TATAMIS"

Author: Saray Giovana dos Santos

Advisor: Dr. Maria de Fátima da Silva Duarte

This exploratory study had the objective to evaluate the impact characteristics of different types of "tatamis" and to analyze the perception of bodily discomfort of the judoists who perform "ukemis" on them. More specifically the objectives were: to identify and compare the coefficients of restitution; the ground reaction forces transmitted through the "tatamis" to the judoist's body; the impact values on different body parts (hand, hip, foot); the times of impact on different body parts (hand, hip, foot) on different types of "tatamis"; the impact values generated by an instrumented ballistic pendulum; to identify and compare the perception of bodily discomfort of the judoists as a result of the impacts (falls) on different types of "tatamis"; to define and determine "comfort indices" for "tatamis" used in the practice of "ukemis"; and to identify the possible relations among the variables of the study. Seven "tatamis" were analyzed in the laboratory and 63 judoists were analyzed in the field. Data collection used: an instrumented ballistic pendulum; an AMTI model OR6-5 2000 force plate; a Brüel & Kjaer type 4321 triaxial accelerometer; and a Bodily Discomfort Perception Scale. The results showed the following: **[a]** the "coefficient of restitution" of the different "tatamis" ranged between 0.53 and 0.67; **[b]** the impact values generated by an instrumented ballistic pendulum formed two data blocks in increasing order; the first block of "tatamis" "F", "A", "B", "G" had an average value which was 30% less than the average value of the second block of "tatamis" "D", "E", "C"; **[c]** the impact forces on various body parts of the judoists, as registered by the force plate, were as different among body parts as between "tatamis", being 1.3 – 2.26 BW (Body Weight) on the hand; 5.85 - 6.85 BW on the hip; and 2.46 – 5.30 BW on the foot; **[d]** the highest "tatamis" impact values on each axis by body part were as follows: [1] hand: "C" 218.27 g (x axis); "B" 67.97 g (y axis); and "E" 301.11 g (z axis); [2] hip: "G" 18.79 g (x axis); "A" 12.89 g (y axis); and "D" 17.63 g (z axis); [3] foot: "E" 118.87 g (x axis); "A" 94.03 g (y axis); "A" 371.37 g (z axis); **[e]** the impact times generated by the ballistic pendulum confirmed that the "tatamis" with the greatest CRs ("A" - 0.67, "G" - 0.66, and "F" - 0.65) also had, except for "tatami" "B" (0.0134 seconds), the longest impact times (0.0137, 0.0127, and 0.0142 seconds, respectively); **[f]** impact times on the different body parts varied by "tatamis" as follows: [1] hand: shortest times on "tatami" "E" for x, y and z axes and the longest times on "tatami" "A" for x and y axes and "tatami" "B" for z axis; [2] hip: shortest time on "tatami" "E" for x, y, and z axes and the longest time on "tatami" "A" for x and z axes and "tatami" "F" for the y axis; and [3] foot: shortest time on "tatami" "C" for x, y, z axes and longest time on "tatami" "F" for x, y, z axes; **[g]** the "Discomfort Perception" of the judoists classified "tatamis" in increasing order: "A", "F", "B", "G", "D", "C", and "E"; **[h]** the Comfort Indices (A, θ , *jerk*) on different body parts permitted classification of the "tatamis" in increasing order of discomfort, as follows: [1] hand: "A", "B", "F", "G", "D", "C", "E"; [2] hip: "A", "F", "B", "C", "D", "G", "E"; [3] foot: "F", "G", "B", "D", "A", "E", "C". In light of these results, I concluded the following: **[a]** "tatamis" presented high CR values; **[b]** the ballistic pendulum, besides providing the calculations of the CRs of the "tatamis", could also provide Comfort Indices calculations for "tatamis" by adjusting the equations; **[c]** the impact values (BW) encountered were as high as those of sports that demand jumps; **[d]** the magnitude of the impacts as well as the axes where they occur served to ratify the importance of the "ukemi" in ameliorating the effects of the impacts (falls); **[e]** the impact magnitudes and their times, mainly on hands and feet, fall within the ranges considered to cause the most severe injuries; **[f]** the great majority of "tatamis" that presented the longest impact times were also considered the least uncomfortable; **[g]** for a study which integrated qualitative (subjective)

with quantitative results, the Comfort Indices obtained (A , θ , *jerk*) were the most important factors; [h] the judoist choused the "tatamis" "A", following "F" and "B" with the best option for performing "ukemis".

Key words: impact, tatami, ukemi, jerk

Federal University Of Santa Catarina
Post Graduate Program in Production Engineering
Doctoral Dissertation in Ergonomics
Florianopolis (SC) – June 13th 2003

SUMÁRIO

LISTA DE APÊNDICES.....	xiii
LISTA DE ANEXOS	ix
LISTA DE FIGURAS	xv
LISTA DE GRÁFICOS	xvi
LISTA DE QUADROS	xviii
LISTA DE TABELAS	ix
LISTA DE SÍMBOLOS E UNIDADES.....	xxi
1 INTRODUÇÃO	01
1.1 Contextualização do Problema	01
1.2 Objetivos	03
1.2.1 Objetivos Gerais	03
1.2.2 Objetivos Específicos	04
1.3 Justificativa	04
1.4 Definição de Variáveis.....	06
1.5 Definição de Termos	07
1.6 Delimitação o Estudo	07
1.7 Limitação do Estudo	08
2. REVISÃO DE LITERATURA	09
2.1 Os “ukemis” – características e importância para a prática do Judô	09
2.2 Impacto	13
2.2.1 Força de reação do solo	13
2.2.2 Vibrações	14
2.2.2.1 Vibrações transitórias e resposta do organismo.....	16
2.2.2.2 Medição de vibrações	17
2.2.2.3 Limites de tolerância à vibração.....	18
2.2.3 Coeficiente de restituição	20
2.3 Impacto e vibração: estudos realizados	23
2.4 Percepção de desconforto físico.....	30
3 MATERIAIS E MÉTODOS	35
3.1 Características da pesquisa	35
3.2 Sujeitos da pesquisa	35
3.2.1 “Tatamis” testados.....	35
3.2.2 Participação dos judocas	36
3.3 Instrumentação	37
3.3.1 Parte laboratorial	37
3.3.1.1 Sistema <i>Peak Motus</i>	37
3.3.1.2 Acelerômetro.....	38
3.3.1.3 Plataforma de Força.....	38
3.3.1.4 Pêndulo Balístico Instrumentado.....	39
3.3.2 Pesquisa de Campo	40
3.4 Procedimentos para a coleta de dados e Tratamento dos Sinais.....	41
3.4.1 Pesquisa laboratorial	41
3.4.1.1 Sistema <i>Peak Motus</i>	42
3.4.1.2 Acelerômetro.....	43
3.4.1.3 Plataforma de Força.....	53
3.4.1.4 Pêndulo Balístico Instrumentado.....	54
3.4.2 Estudo de Campo	59
3.5 Tratamento Estatístico	61

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	63
4.1 Coeficiente de restituição (CR)	65
4.2 Valores de impacto	68
4.2.1 Impactos gerados por um pêndulo balístico	68
4.2.2 Força de impacto registrada pela plataforma de força.....	71
4.2.3 Valores de impacto registrados pelo acelerômetro	76
4.2.3.1 Caracterização dos valores de impacto.....	76
4.2.3.2 Comparação dos valores de impacto.....	79
4.2.3.3 Comparação dos valores de impacto entre os eixos	89
4.2.3.4 Comparação dos valores entre os segmentos corporais.....	94
4.3 Tempo de impacto	98
4.3.1 Tempo de impacto gerado pelo impacto do pêndulo.....	98
4.3.2 Tempo de impacto gerado pelo corpo do judoca.....	100
4.3.2.1 Caracterização dos valores dos tempos de impactos	100
4.3.2.2 Comparação dos valores dos tempos de impactos	105
4.4 Percepção de desconforto corporal	115
4.5 Índices de conforto	116
4.6 Correlações entre as diferentes variáveis	121
4.6.1 Correlações entre a <i>jerk</i> e as demais variáveis	122
4.6.2 Correlações entre percepção de desconforto dos judocas com as demais variáveis	126
5 CONCLUSÕES	128
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	131
APÊNDICES.....	140
ANEXOS.....	168

LISTA DE APÊNDICES

Apêndice A	Escala de Percepção Subjetiva de Desconforto	140
Apêndice B	Estudo Piloto	142
Apêndice C	Tabela 3a – Resultados do teste de <i>Tukey</i> para os valores de coeficiente de restituição dos diferentes “tatamis”	150
Apêndice D	Tabela 5a – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de impacto entre diferentes “tatamis” obtidos no pêndulo balístico instrumentado, expressos em <i>g</i>	151
Apêndice E	Tabela 9a – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de impactos da FRS do segmento corporal MÃO nos diferentes tipos de “tatamis”, expressos em PC.....	152
	Tabela 9b – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de impacto da FRS do segmento corporal PÉ nos diferentes tipos de “tatamis”, expressos em PC	152
Apêndice F	Tabela 13a – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de impacto no segmento corporal PUNHO no eixo x, expressos em <i>g</i>	153
	Tabela 13b – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de impacto no segmento corporal PUNHO no eixo y, expressos em <i>g</i>	153
	Tabela 13c – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de impacto no segmento corporal PUNHO no eixo z, expressos em <i>g</i>	154
	Tabela 14a – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de impacto do segmento corporal QUADRIL nos eixos x, expressos em <i>g</i>	154
	Tabela 14b – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de impacto do segmento corporal QUADRIL no eixo y, expressos em <i>g</i>	155
	Tabela 14c – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de impacto do segmento corporal QUADRIL no eixo z, expressos em <i>g</i>	155
	Tabela 15a – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de impacto do segmento corporal TORNOZELO no eixo x, expressos em <i>g</i>	156
	Tabela 15b – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de impacto entre os diferentes “tatamis”, do segmento corporal TORNOZELO no eixo y, expressos em <i>g</i>	156
	Tabela 15c – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de impacto do segmento corporal TORNOZELO no eixo z, expressos em <i>g</i>	157
Apêndice G	Tabela 16a – Resultado do teste <i>Tukey</i> para os valores de impacto entre os eixos (x, y e z) nos diferentes tipos de “tatamis” no segmento corporal PUNHO, expressos em <i>g</i>	158
	Tabela 17a – Resultado do teste <i>Tukey</i> para os valores de impacto entre os eixos (x, y e z) nos diferentes tipos de “tatamis” no segmento corporal QUADRIL, expressos em <i>g</i>	158
	Tabela 18a – Resultado do teste <i>Tukey</i> para os valores de impacto entre os eixos (x, y e z) nos diferentes tipos de “tatamis” no segmento corporal TORNOZELO, expressos em <i>g</i>	159
Apêndice H	Tabela 19a – Resultado do teste <i>Tukey</i> para os valores de impacto entre os segmentos corporais, eixo x nos diferentes tipos de “tatamis”,	

	expressos em g.....	160
	Tabela 20a – Resultado do teste <i>Tukey</i> para os valores de impacto entre os segmentos corporais (punho, quadril e tornozelo) eixo y, nos diferentes “tatamis”, expressos em g.....	160
	Tabela 21a – Resultado do teste <i>Tukey</i> para os valores de impacto entre os segmentos corporais (mão, quadril e pé) eixo z, nos diferentes tipos de “tatamis”, expressos em g.....	161
Apêndice I	Tabela 23a – Resultado do teste <i>Tukey</i> para os valores de tempo de impacto no pêndulo balístico nos diferentes “tatamis”, expressos em s.....	162
Apêndice J	Tabela 27a – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de tempo de impacto no segmento corporal PUNHO eixo x, expressos em s.....	163
	Tabela 27b – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de tempo de impacto no segmento corporal PUNHO eixo y, expressos em s.....	163
	Tabela 27c– Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de tempo de impacto no segmento corporal PUNHO eixo z, expressos em s.....	164
	Tabela 28a – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de tempo de impacto no segmento corporal QUADRIL eixo x, expressos em s....	164
	Tabela 28b – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de tempo de impacto no segmento corporal QUADRIL eixo y, expressos em s....	165
	Tabela 28c – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de tempo de impacto no segmento corporal QUADRIL eixo z, expressos em s...	165
	Tabela 29a – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de tempo de impacto no segmento corporal TORNOZELO eixo x, expressos em s.....	166
	Tabela 29b – Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de tempo de impacto no segmento corporal TORNOZELO eixo y, expressos em s.	166
	Tabela 29c– Resultado do teste de <i>Tukey</i> para os valores de tempo de impacto no segmento corporal TORNOZELO eixo z, expressos em s.	167

LISTA DE ANEXOS

Anexo A	Formulário de consentimento	168
Anexo B	Aprovação do Comitê de Ética.....	169

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	“Mae-Ukemi” – queda frontal ou facial	11
Figura 2	“Uchiro-Ukemi” – queda para trás.....	11
Figura 3	“Yoko-Ukemi” – queda lateral	12
Figura 4	“Zempo-Kaiten-Ukemi” – queda com rolamento para frente	13
Figura 5	Tolerância do corpo inteiro para vibração de frente para trás	19
Figura 6	Técnica “Ippon-Seoi-Nage”.....	36
Figura 7	Acelerômetro Triaxial da Bruël & Kjaer Tipo 4321	38
Figura 8	Acelerômetro Triaxial da Bruël & Kjaer Tipo 4366.....	38
Figura 9	Plataforma de Força OR6	39
Figura 10	Pêndulo balístico instrumentado	40
Figura 11	Escala milimétrica e sensor óptico do pêndulo balístico	40
Figura 12	Acelerômetro fixado no Pêndulo balístico instrumentado	40
Figura 13	Calibrador padrão da <i>Peak Performance Inc.</i>	42
Figura 14	Pontos anatômicos demarcados com refletos	43
Figura 15	Forma de fixação do acelerômetro	45
Figura 16	Ponto de fixação do acelerômetro no punho	45
Figura 17	Ponto de fixação do acelerômetro no quadril	45
Figura 18	Ponto de fixação do acelerômetro no tornozelo	45
Figura 19	Sistema de coordenadas utilizadas	47
Figura 20	Representação gráfica dos valores de impacto nos eixos x, y e z.	47
Figura 21	Representação gráfica do critério utilizado para retirar das curvas o fator tempo inicial e tempo final.	48
Figura 22	Exemplo de uma medida e da representação gráfica do ajuste obtido para uma curva do sistema corporal mão (eixo z)	50
Figura 23	Exemplo de uma medida e da representação gráfica do ajuste obtido para uma curva do sistema corporal quadril (eixo x).....	52
Figura 24	Exemplo de uma medida e da representação gráfica do ajuste obtido para uma curva do sistema corporal punho (eixo z)	53
Figura 25	Exemplo de uma curva de impacto na plataforma de força (FRS)	54
Figura 26	Sinais obtidos no pêndulo balístico, com um acelerômetro e um com dinamômetro (célula <i>strain-gauge</i>).....	55
Figura 27	Faixa de operação do pêndulo balístico instrumentado	55
Figura 28	Representação gráfica do coeficiente de linearidade das medidas obtidas no pêndulo balístico instrumentado.....	56
Figura 29	Curva representativa do critério utilizado para retirada do tempo entre os impactos para o cálculo do CR	58
Figura 30	Sinal proveniente do impacto do pêndulo balístico sobre o “tatami” em função do tempo	58
Figura 31	Representação gráfica do valor de impacto do pêndulo balístico em um “tatami” e o critério utilizado para obter o valor do pico máximo e o tempo de impacto.....	59
Figura 32	Trajetória de uma projeção da Técnica “Ippon-Seoi-Nage”.....	64
Figura 33	Curva média obtida no segmento corporal punho para cada tipo de “tatami” ao utilizar-se os parâmetros A e θ	117
Figura 34	Curva média obtida no segmento corporal quadril para cada tipo de “tatami” ao utilizar-se os parâmetros A e θ	118
Figura 35	Curva média obtida no segmento corporal tornozelo para cada tipo de “tatami” ao utilizar-se os parâmetros A e θ	118

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Valores dos CRs dos diferentes “tatamis”	65
Gráfico 2	Valores dos impactos do pêndulo balístico nos diferentes tipos de “tatamis”, expressos em g	70
Gráfico 3	Valores de impacto do segmento corporal Mão, expressos em PC.....	73
Gráfico 4	Valores de impacto no segmento corporal Pé, expressos em PC	74
Gráfico 5	Valores de impacto do segmento corporal PUNHO no eixo x , expressos em g	80
Gráfico 6	Valores de impacto do segmento corporal PUNHO no eixo y , expressos em g	81
Gráfico 7	Valores de impacto do segmento corporal PUNHO no eixo z , expressos em g	82
Gráfico 8	Valores de impacto do segmento corporal QUADRIL nos diferentes “tatamis” no eixo x , expressos em g	83
Gráfico 9	Valores de impacto do segmento corporal QUADRIL nos diferentes “tatamis”, eixo y , expressos em g	84
Gráfico 10	Valores de impacto do segmento corporal QUADRIL nos diferentes “tatamis”, eixo z , expressos em g	85
Gráfico 11	Valores de impacto do segmento corporal PÉ nos diferentes “tatamis” no eixo x , expressos em g	86
Gráfico 12	Valores de impacto do segmento corporal PÉ nos diferentes “tatamis” no eixo y , expressos em g	87
Gráfico 13	Valores de impacto do segmento corporal TORNOZELO nos diferentes “tatamis” no eixo z , expressos em g	88
Gráfico 14	Valores de impactos, nos diferentes tipos de “tatamis” nos eixos x , y e z , do segmento corporal PUNHO, expressos em g	90
Gráfico 15	Valores de impactos, nos diferentes tipos de “tatamis” nos eixos x , y e z , do segmento corporal QUADRIL, expressos em g	91
Gráfico 16	Valores de impactos dos diferentes tipos de “tatamis” nos eixos x , y e z , do segmento corporal PÉ, expressos em g	93
Gráfico 17	Valores de impactos dos segmentos corporais mão, quadril e pé, nos diferentes tipos de “tatamis” no eixo x , expressos em g	95
Gráfico 18	Valores médios de impactos dos segmentos corporais mão, quadril e pé, nos diferentes tipos de “tatamis” no eixo y , expressos em g	96
Gráfico 19	Valores médios de impactos dos segmentos corporais mão, quadril e pé, nos diferentes tipos de “tatamis” no eixo z , expressos em g	97
Gráfico 20	Valores dos tempos de impacto no pêndulo balístico, expressos em s .	100
Gráfico 21	Valores de tempo de impacto do segmento corporal PUNHO diferentes tipos de “tatamis”, eixo x , expressos em s	106
Gráfico 22	Valores de tempo de impacto do segmento corporal PUNHO nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo y , expressos em s	106
Gráfico 23	Valores de tempo de impacto do segmento corporal PUNHO nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo z , expressos em s	107
Gráfico 24	Valores de tempo de impacto do segmento corporal QUADRIL nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo x , expressos em s	109
Gráfico 25	Valores de tempo de impacto do segmento corporal QUADRIL nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo y , expressos em s	110
Gráfico 26	Valores de tempo médio de impacto do segmento corporal QUADRIL nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo z , expressos em s	111

Gráfico 27	Valores de tempo de impacto do segmento corporal TORNOZELO nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo x, expressos em s.....	112
Gráfico 28	Valores de tempo de impacto do segmento corporal TORNOZELO nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo y, expressos em s.	113
Gráfico 29	Valores de tempo de impacto do segmento corporal TORNOZELO nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo z, expressos em s.....	113
Gráfico 30	Representação dos valores da <i>Jerk</i> do segmento corporal PUNHO.....	120
Gráfico 31	Representação dos valores da <i>Jerk</i> do segmento corporal QUADRIL...	120
Gráfico 32	Representação dos valores da <i>Jerk</i> do segmento corporal TORNOZELO.....	121
Gráfico 33	Correlação entre <i>Jerk</i> do Punho x Impacto do Punho	122
Gráfico 34	Correlação entre <i>Jerk</i> do Punho x Impacto do Pêndulo	123
Gráfico 35	Correlação entre <i>Jerk</i> do Punho x Tempo de Impacto do Punho	123
Gráfico 36	Correlação entre <i>Jerk</i> do Punho x Tempo de Impacto do Quadril	123
Gráfico 37	Correlação entre <i>Jerk</i> do Punho x Tempo de Impacto no Tornozelo	124
Gráfico 38	Correlação entre <i>Jerk</i> do Punho x Tempo de Impacto no Pêndulo	124
Gráfico 39	<i>Jerk</i> do Punho x <i>Jerk</i> do Quadril	124
Gráfico 40	Correlação entre <i>Jerk</i> do Quadril x Tempo de impacto do Quadril	125
Gráfico 41	Correlação entre <i>Jerk</i> do Tornozelo x Impacto do Tornozelo	125
Gráfico 42	Correlação entre Desconforto x Impacto do Pêndulo	126
Gráfico 43	Correlação entre Desconforto x Impacto do Punho	126
Gráfico 44	Correlação entre Desconforto x <i>Jerk</i> do Punho	127
Gráfico 45	Desconforto x <i>Jerk</i> do Quadril	127

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Frequência de ressonância de várias partes do corpo do homem	16
Quadro 2	Fatores de correção dos acelerômetros	47
Quadro 3	Equação da reta por regressão linear de cada tipo de “tatami”	56
Quadro 4	Percepção de desconforto dos judocas nos diferentes tipos de “tatamis”	115

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Características dos judocas participantes da pesquisa de campo.....	37
Tabela 2	Coeficientes de Restituição dos diferentes tipos de “tatamis”.....	65
Tabela 3	Comparação dos Coeficientes de Restituição entre diferentes “tatamis”	66
Tabela 4	Valores dos impactos obtidos no pêndulo balístico, expressos em g	68
Tabela 5	Comparação dos valores de impacto entre diferentes “tatamis” obtidos do pêndulo balístico instrumentado.....	69
Tabela 6	Valores da força de reação do solo no segmento corporal MÃO, nos diferentes tipos de “tatamis”, expressos em PC.....	71
Tabela 7	Valores da força de reação do solo do segmento corporal QUADRIL, nos diferentes tipos de “tatamis” expressos em PC.....	72
Tabela 8	Valores da força de reação do solo do segmento corporal PÉ, nos diferentes tipos de “tatamis” expressos em PC	72
Tabela 9	Comparação dos valores de impacto dos diferentes segmentos corporais entre os diferentes tipos de “tatamis” expressos em PC.....	73
Tabela 10	Valores de impacto no segmento corporal PUNHO frente a diferentes “tatamis” nos eixos x , y e z , expressos em g	77
Tabela 11	Valores de impacto no segmento corporal QUADRIL nos diferentes “tatamis” nos eixos x , y e z , expressos em g	77
Tabela 12	Valores de impacto no segmento corporal TORNOZELO contra diferentes “tatamis” nos eixos x , y e z , expressos em g	78
Tabela 13	Comparação dos valores de impactos do segmento corporal PUNHO (eixos x , y e z) entre diferentes “tatamis”, expressos em g	80
Tabela 14	Comparação dos valores de impacto entre diferentes “tatamis” no segmento corporal QUADRIL nos eixos x , y e z , expressos em g	83
Tabela 15	Comparação dos valores de impacto entre diferentes “tatamis” no segmento corporal TORNOZELO nos eixos x , y e z , expressos em g ...	86
Tabela 16	Comparação dos valores de impactos entre os eixos (x , y e z) do segmento corporal PUNHO em cada tipo de “tatami”, expressos em g	89
Tabela 17	Comparação dos valores de impactos entre os eixos (x , y e z) do segmento corporal QUADRIL, expressos em g	90
Tabela 18	Comparação dos valores de impactos significativos entre os eixos (x , y e z) do segmento corporal TORNOZELO, expressos em g	92
Tabela 19	Comparação dos valores de impactos entre os segmentos corporais no eixo x em cada tipo de “tatami”, expressos em g	94
Tabela 20	Comparação dos valores de impactos entre os segmentos corporais no eixo y em cada tipo de “tatami”, expressos em g	95
Tabela 21	Comparação dos valores de impactos significativos entre os segmentos corporais no eixo z , expressos em g	97
Tabela 22	Valores de tempo de impacto do pêndulo balístico nos diferentes “tatamis”, expressos em s	98
Tabela 23	Comparação dos valores de tempo de impacto do Pêndulo Balístico dos diferentes “tatamis”, expressos em s	99
Tabela 24	Valores do tempo dos impactos no segmento corporal MÃO nos diferentes “tatamis” nos eixos x , y e z , expressos em s	101
Tabela 25	Valores do tempo de impactos no segmento corporal QUADRIL frente a diferentes “tatamis” nos eixos x , y e z , expressos em s	102
Tabela 26	Valores do tempo de impactos no segmento corporal PÉ nos	

	diferentes “tatamis” nos eixos x , y e z , expressos em s.....	103
Tabela 27	Comparação dos valores do tempo de impacto entre diferentes “tatamis” no segmento corporal PUNHO nos eixos x , y e z , expressos em s.....	105
Tabela 28	Comparação dos valores do tempo de impacto entre diferentes “tatamis” no segmento corporal QUADRIL nos eixos x , y e z , expressos em s.....	108
Tabela 29	Comparação dos valores do tempo de impacto entre diferentes “tatamis” no segmento corporal TORNOZELO nos eixos x , y e z , expressos em s.....	111
Tabela 30	Valores médios dos parâmetros A e θ nos diferentes “tatamis” dos segmentos corporais	117
Tabela 31	Taxa de aceleração (<i>Jerk</i>) obtida nos diferentes tipos “tatamis”.....	120
Tabela 32	Correlações entre <i>jerk</i> com as demais variáveis	122
Tabela 33	Correlações entre Desconforto com as demais variáveis	126

LISTA DE SÍMBOLOS E UNIDADES

θ	tetha -parâmetro de forma da equação
Δ	delta – utilizado para variações
A	parâmetro que quantifica a amplitude da resposta
CV	coeficiente de variação
$ds = L\Delta\theta$	trajetória real semicircular
$e = CR$	coeficiente de restituição
FRS	força de reação do solo
$h = L\sin\Delta\theta$	vertical de queda livre
h_0	altura que o corpo é deixado cair para o cálculo do CR
h_1	altura que o corpo atinge para o cálculo do CR
jerk	Função – taxa de aceleração
PC	peso corporal
r	Correlação
x	direção latero-lateral utilizada para a coleta de dados
y	direção longitudinal
z	direção vertical
Unidades	
[g]	aceleração da gravidade
[gr]	grama – unidade de massa
[Hz]	Hertz – unidade de carga
[ms ⁻²]	desaceleração
[N]	Newton – unidade de peso
[rms]	valor quadrático médio

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização do problema

Uma das preocupações de estudiosos e pesquisadores em diferentes áreas, tais como Ergonomia, Engenharia Mecânica e profissionais da área da Saúde tem sido as respostas do corpo humano a diferentes tipos de impactos e vibrações.

Nestes estudos, pesquisadores têm diagnosticado os efeitos de impactos no organismo, adaptando ferramentas e utensílios às necessidades do homem. Tais estudos, principalmente os que geram as adaptações de materiais e ferramentas, segundo Santos e Fialho (1997), marcaram o advento da Ergonomia, produzindo novos materiais, ações estas que visam a melhoria tanto do desempenho quanto da qualidade de vida do homem.

Como exemplo desses estudos, podem ser citados, dentre outros, os de Wos e outros (1992) que criaram um suporte com apoio no quadril para utilização de uma furadeira hidráulica automática, para reduzir a transmissão do choque vibratório para a mão e o braço; Moure e outros (1994) substituíram uma empunhadura auxiliar por uma antivibratória para ser utilizada em lixadeiras elétricas manuais; Orendurff (1997) comparou diferentes impactos em diferentes estruturas de garfo de “*moutain bike*” para verificar o modelo de garfo que menos transmitia impacto ao ciclista; Brinckmann e outros (1998) quantificaram as lesões em discos intervertebrais lombares, causadas por sobrecarga mecânica e longo tempo de exposição às vibrações no assento de máquinas; e Mercer (1999) estudou o efeito da fadiga de corredores, na atenuação do choque do calçado com o solo durante a corrida.

No que concerne ao esporte, um fator que gera freqüentes impactos nas modalidades esportivas são as quedas que, segundo Roquette (1994), não são exclusivas de esportes de combate. Geralmente, envolvem situações de colisões do corpo contra uma superfície externa fixa, como um choque contra uma estrutura de uma quadra ou uma queda no solo. Também pode ocorrer, quando o corpo em movimento colide com um segundo corpo que está livre para se mover ou está se movendo (desporto coletivo em geral).

Neste estudo abordar-se-ão os impactos sofridos por praticantes na modalidade de Judô, praticada no Brasil por aproximadamente dois milhões de brasileiros (FRANCHINI, 1999). Nesta modalidade de esporte, os impactos com o solo são freqüentes, na medida em que, após uma projeção, ocorre uma queda. No entanto, para que a integridade do

organismo do judoca seja preservada, existem as técnicas de amortecimentos de queda denominadas “ukemis”, as quais são realizadas em função do tipo de técnica de projeção a ser utilizada, podendo ser no sentido frontal, lateral e posterior do corpo.

Muito embora os “ukemis” sejam realizados como forma de proteção (por isso fazem parte do treinamento sistemático do Judô), um modo de se avaliar o desempenho de um atleta, nas técnicas de projeções, é a maneira como o judoca projetado sofre o impacto contra o solo. Neste caso, quanto melhor a finalização, maior a pontuação para quem projeta. Então, os judocas tentam não executar o “ukemi” eficazmente, para não beneficiar o oponente.

Como consequência destas atitudes, estudos apontam que o maior número de lesões no Judô acontece em decorrência de se evitar uma correta finalização. Galli e outros (2000) em um estudo longitudinal, levantaram, a partir da opinião dos próprios judocas, que a maioria das lesões sofridas, dava-se pela má execução dos “ukemis”.

Do ponto de vista técnico, o “ukemi”, segundo Lasserre (1975), constitui a base das projeções de todas as técnicas do Judô, pois, se a técnica para o cair não é dominada, não se domina também, a técnica para o projetar. Este autor acrescenta que os “ukemis” são destinados a anular o efeito da queda, na qual, caindo-se com toda a superfície dos braços e das mãos bem estendidas, aumenta-se a área de contato entre o judoca e o “tatami”, diminuindo a força que age no organismo, ou seja, de interação.

Deste modo, a distribuição da força de impacto sofrerá um amortecimento mais suave de queda e, assim, menor será a dose de vibração para o corpo do atleta.

Como forma de proteção ao organismo, este é praticado sobre um material chamado “tatami”, o qual, antigamente, segundo Robert (1983), era confeccionado de cânhamo entrançado ou de linho, por vezes de palha de arroz escolhida, cortada, prensada e envolvida em um envelope de tela de juta e lona. Atualmente, o “tatami” de palha de arroz vem sendo substituído por materiais sintéticos, confeccionado em placas de borracha do tipo EVA (copolímero etileno acetato de vinila), antialérgico, inodoro e atóxico, com diferentes densidades e dimensões em torno de 1,00 x 2,00 x 0,035 m.

Independente das características físicas dos “tatamis”, estes, segundo Santos e Melo (2001b), devem ter propriedades mecânicas que favoreçam a absorção de energia, para que não cause prejuízo à estrutura física do judoca.

Em relação aos efeitos do impacto e suas respectivas respostas mecânicas na estrutura humana em diferentes circunstâncias, há uma dependência destes, na forma como a vibração se manifesta, ou seja, dos valores de aceleração e frequências de respostas da susceptibilidade individual, que varia muito entre diferentes tipos de indivíduos e da região

do organismo considerado. O sistema tórax-abdômen é muito sensível a frequências entre 3 e 6 Hz; o globo ocular a frequências entre 60 e 90 Hz; e as mandíbulas e lábios a frequências entre 200 e 300 Hz (WELLS, 1983).

lida (1998) adverte que os efeitos da vibração sobre o corpo humano podem, inclusive, danificar alguns órgãos, dependendo das frequências e níveis em que ocorrem; sendo que de 1 a 80 Hz, provocam lesões nos ossos, juntas e tendões; em frequências de 30 a 200 Hz, provocam doenças cardiovasculares; e acima de 300 Hz, o indivíduo apresenta dores agudas e distúrbios neuromusculares.

Os efeitos dos impactos, os quais envolvem uma significativa mudança na velocidade do corpo, em um curto período de tempo, caracterizado por uma vibração transitória no organismo, de acordo com Meydan (1997), podem ser medidos em termos de deslocamento, velocidade, acelerações e taxa de mudança da aceleração.

O grau da lesão aumenta com a aceleração, sendo a hemorragia pulmonar, a laceração do fígado e o rompimento do baço as lesões mais comuns; danos ao diafragma, cérebro e estrutura óssea ocorrem quando a desaceleração excede em torno de 500 g, sendo que o dano depende da duração do pulso que ocorre o impacto (HARRIS e CREDES, 1976).

Assim sendo, com a preocupação voltada aos efeitos dos impactos no organismo, provenientes dos “ukemis” realizados sobre os “tatamis” no Judô, algumas questões a investigar foram formuladas:

- 1) Quais as características de impacto dos diferentes tipos de “tatamis” utilizados para a prática dos “ukemis” no Judô, considerando a interação entre um corpo de prova e os “tatamis”; a força de reação transmitida ao corpo do judoca; os valores e os tempos de aceleração produzidos pelo impacto do corpo do judoca nos diferentes “tatamis”?
- 2) Na opinião dos judocas, qual(is) dos “tatamis” por eles testados, é o mais confortável para a realização dos “ukemis”?

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivos Gerais

- Avaliar características de impacto de diferentes tipos de “tatamis” sob a ação de “ukemis” na prática do Judô.
- Analisar a percepção de desconforto corporal dos judocas ao realizarem “ukemis” em diferentes tipos de “tatamis”.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Identificar e comparar o coeficiente de restituição dos diferentes tipos de “tatamis”;
- Identificar e comparar os valores de impacto, gerados por um pêndulo balístico instrumentado nos diferentes tipos de “tatamis”;
- Verificar e comparar os tempos de impacto, gerados por um pêndulo balístico instrumentado nos diferentes tipos de “tatamis”;
- Verificar e comparar as forças de reação do solo transmitidas através dos diferentes tipos de “tatamis”, resultante das colisões do corpo do judoca (“uke”), com os diferentes tipos de “tatamis” sobre uma plataforma de força;
- Verificar e comparar os valores de impactos dos diferentes segmentos corporais (mão, quadril e pé), através dos diferentes tipos de “tatamis”;
- Identificar e comparar os tempos de impactos dos diferentes segmentos corporais (mão, quadril e pé) nos diferentes tipos de “tatamis”;
- Identificar e comparar a percepção de desconforto corporal dos judocas, resultante dos impactos sobre diferentes tipos de “tatamis”;
- Definir e determinar índices de conforto para “tatamis” utilizados na prática de “ukemis”;
- Identificar as possíveis relações entre as variáveis do estudo.

1.3 Justificativa

Com base na definição de Wisner (1987, p. 12) de que a Ergonomia é “um conjunto de conhecimentos científicos relativos ao homem e necessários para a *concepção* de ferramentas, máquinas e dispositivos que possam ser utilizados com o máximo de conforto, segurança e eficácia”, fica evidente que se deve adequar a atividade ao homem, para que se tenha conforto, segurança e eficácia, resultando, dentre outros, na redução de acidentes e, conseqüentemente, melhorando a qualidade de vida.

Deste modo, para que seja alcançada de maneira mais racional a configuração ergonômica que se pretende, deve-se adotar a Ergonomia de concepção e não a corretiva, pois, nesta última, as adaptações são realizadas posteriormente às criações do produto, do material, da ferramenta, dentre outros, tornando-se menos racional e mais onerosa.

Especificamente para o objeto de estudo deste trabalho, o material utilizado no solo para a prática da modalidade Judô, os “tatamis”, comumente são adaptados ao local para sua utilização. Como exemplo, pode-se citar que alguns “senseis”, como paliativo, para tornar o “tatami” mais confortável para os treinos, principalmente nas situações de quedas, colocam sob estes, um tablado de madeira. Outros acrescentam sob o tablado pneus, para minimizar os efeitos dos impactos advindos das quedas. Ainda, existem aqueles que fabricam seus próprios “tatamis”, utilizando a raspa de borracha ou palha de arroz coberta com lona. Estas

são algumas das formas que a experiência advinda de anos de prática de Judô, fazem com que seus precursores melhorem as condições de prática. Por outro lado, em competições, as áreas de “shiai” são montadas, somente com os “tatamis” sobre a superfície, independente do tipo de piso que se tenha no local.

Assim, como em qualquer tarefa desenvolvida sem intervenções preventivas, tanto em níveis organizacionais, quanto instrumentais, a atividade realizada por um atleta, desde os tempos mais remotos, segundo Ramazzini (1999), já resultava em problemas de saúde, originados pelas características e demandas da atividade praticada.

Os problemas de saúde que podem ter sua origem no modo de organização, de acordo com Wisner (1994), estão associados a três fontes principais de erro. A primeira relacionada à representação incorreta das características dos trabalhadores disponíveis; a segunda voltada às transformações de previsões legítimas em normas de produção a serem realizadas; e, a terceira se referindo a falta de conhecimento de Engenheiros e Desenhistas a respeito das características fisiológicas e psicológicas do homem. Projetando a abrangência destas fontes para este estudo, pode-se utilizar as duas primeiras fontes. No caso da primeira, pode-se referir a falta de informação que se tem sobre as características dos judocas, para se utilizar destas como parâmetros na fabricação de “tatamis”. Quanto a segunda fonte, pode-se referenciar especificamente a preocupação com a estrutura do local em que se realiza a prática, mais enfaticamente com as características do material utilizado para a prática do judô (“tatami”), o qual, segundo Santos e Melo (2001b), deve possuir propriedades que amortecem os efeitos dos impactos, com o intuito de não gerar prejuízos à estrutura corporal do judoca. Neste sentido, a qualidade do material utilizado para a prática é imprescindível tanto para a melhoria do desempenho do atleta quanto e, principalmente, para assegurar a sua saúde, haja vista que estudos realizados apontam a má qualidade do “tatami” como um dos fatores resultantes de lesões nesta modalidade (Santos e outros 2000).

Ao se adquirir estes materiais, alguns apresentam especificações, tais como: composição, densidades, cobertura, base, dimensões e cores; outros são especificados pelo peso e por propriedades como: antialérgico, inodoro e atóxico. No entanto, no que se refere a características relacionadas àquilo que comprova a validade do produto para o que se propõe, nenhum fabricante especifica, e alguns apresentam como *marketing*, a *performance* do seu “tatami”, como já comprovada em grandes competições como olimpíadas e, também, apresentam aprovação de confederações, clubes e entidades esportivas; porém, não referenciam de que forma.

Assim, tendo em vista a importância do tipo de “tatami” que se utiliza para a realização dos “ukemis” no Judô, bem como, estimular empresas a oferecerem produtos com melhor

qualidade, proporcionar melhor ambiente de prática e segurança para os praticantes dessa modalidade, é que se justifica este estudo.

1.4. Definição das variáveis

Coeficiente de restituição (CR)

Conceitualmente definido como: o quociente entre a velocidade relativa depois da colisão de dois corpos e a velocidade relativa antes da colisão (HATZE, 1993). *Operacionalmente:* definido como o quociente entre a velocidade do corpo de prova da máquina de ensaios mecânicos, depois da colisão com o “tatami” e a velocidade deste, antes da colisão.

Força de reação do solo (FRS)

Conceitualmente definido como: usado para descrever a força de reação produzida pela superfície horizontal de apoio. É deduzida da lei de ação e reação de Newton para representar as reações do solo às acelerações de todos os segmentos corporais (ENOKA, 2000). *Operacionalmente:* vetor força (\vec{F}_x , \vec{F}_y , \vec{F}_z), resultante de um “ukemi” sobre um “tatami”, medidos em uma plataforma de força OR6-5 AMTI – Modelo OR-5-2000.

Impacto

Conceitualmente definido como: uma simples colisão de uma massa em movimento com uma segunda massa que pode estar em movimento ou em repouso (HARRIS e CREDE, 1976). *Operacionalmente:* aceleração provocada pela colisão do corpo do judoca com o “tatami” a ser testado, medido com um acelerômetro triaxial da Brüel e Kjaer do Tipo 4321, cujos valores são expressos em m/s^2 .

Desconforto

Conceitualmente definido como: condição da mente que expressa a não satisfação com o ambiente (termo adaptado da ASHRAE Standard 55/92 – Conforto térmico). *Operacionalmente:* é a condição da mente que expressa a não satisfação com a queda no “tatami” testado, medido através da aplicação de uma Escala de Percepção Subjetiva de Desconforto (Apêndice B).

Taxa de mudança da aceleração (Jerk)

Conceitualmente definido como: a terceira derivada temporal da trajetória deslocamento-tempo, relacionada com a suavidade dos movimentos em estudos do movimento humano (YOUNG e MARTENIUK, 1997). *Operacionalmente:* derivada temporal da equação paramétrica ajustada ao registro experimental da curva de aceleração *versus* o tempo.

1.5 Definição de termos

Tendo em vista a utilização de muitos termos específicos da modalidade Judô, e estes serem utilizados no idioma japonês, decidiu-se listar alguns termos, como:

Dojo – local onde se pratica o Judô (ARPIN, 1970);

Ippon-Seoi-Nague – técnica de projeção realizada “por cima da espádua” (ROBERT, s/d, p. 97);

Judogui ou *kimono* – vestimenta usada para a prática do Judô (SANTOS, 1989);

Randori – treinamento livre e completo; estudo das potencialidades e falhas (SANTOS, 1989);

Sensei – professor (ARPIN, 1970);

Shiai – competição, torneio (ARPIN, 1970);

Tatami – material que sobre ele se pratica o judô;

Tori – aquele que ataca (ARPIN, 1970);

Uke – aquele que é atacado (ARPIN, 1970);

Ukemi – técnica de amortecimento de queda;

Wagui - parte superior do *judogui* (SANTOS, 1989);

Yaku-soku-geiko – treino em pares, sem defesa, aproveitando toda e qualquer oportunidade de golpe (SANTOS, 1989);

Zempo-kaiten-ukemi – queda com giro frontal partindo da posição em pé (SANTOS, 1989).

1.6 Delimitação do Estudo

Para estudar as características dos impactos resultante da colisão do corpo do judoca com os diferentes tipos de “tatamis”, fez-se: a) a determinação do coeficiente de restituição, medido por meio do pêndulo balístico instrumentado; b) a força de reação do solo, medida por meio da plataforma de força; e c) valores e tempos de impacto, medidos por meio de um acelerômetro.

Para identificar a percepção de desconforto dos judocas, utilizou-se uma escala de percepção subjetiva e, parametrizadas as medidas de acelerações, e considerando a percepção de desconforto dos judocas, foi possível identificar os índices de conforto dos diferentes tipos de “tatamis”.

1.7 Limitação do Estudo

Este estudo apresentou as seguintes limitações: a) não automatização do pêndulo balístico, gerando pequenas variações dos sinais em função deste ser solto manualmente; b) coleta dos dados da acelerometria nos segmentos corporais realizadas separadamente,

em virtude de se ter apenas um acelerômetro, e como consequência, não se obteve as medidas do corpo como um todo simultaneamente; c) não fixação dos “tatamis” sobre a plataforma de força, para serem executados os “ukemis”, gerando dissipação das forças para o piso; d) pequena área da plataforma para ser realizado o “ukemi” do segmento corporal analisado, gerando grande repetitividade para se obter o sinal; e) cabos elétricos dos acelerômetros conectados aos amplificadores e fixados no corpo do judoca, dificultando as projeções e resultando em projeções mais lentas; e f) judocas sem a vestimenta adequada para a prática do Judô; dificultando a pegada para a execução da técnica de projeção, resultando em projeções mais lentas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Com a finalidade de fundamentar o estudo e subsidiar a discussão dos resultados, selecionaram-se os seguintes tópicos para compor o referencial teórico: “ukemis” – características e importância para a prática do judô; impacto (vibrações e coeficiente de restituição); impacto e vibração – estudos realizados; e, percepção do desconforto físico.

2.1 Os “ukemis” – características e importância para a prática do Judô

O caminho da suavidade, tradução da palavra Judô, foi desenvolvido em bases científicas e filosóficas, pois seu precursor (Jigoro Kano), segundo Robert (1983) e Virgílio (1986), entre outros, era possuidor de inteligência invejável e dominador de várias ciências, as quais aplicou na criação da modalidade.

Para a referida prática se faz necessário o conhecimento teórico-prático de vários conteúdos, os quais vão desde o simples colocar a indumentária apropriada, até chegar a movimentos complexos. Deste modo, a prática exige um trabalho de longo prazo, onde os conteúdos aprendidos devem auxiliar no desenvolvimento integral do indivíduo, pois um dos objetivos desta modalidade é o desenvolvimento da educação do físico, da vontade e da moral (ROBERT, 1983).

Uma das preocupações do criador do Judô foi aperfeiçoar as técnicas de cair, haja vista que este esporte foi criado com base no Jiu-Jitsu, do qual Jigoro Kano utilizou algumas técnicas, aprimorando-as, além de acrescentar abordagem de cunho filosófico, fator este primordial, que dentre outros fatores, difundiu e difere o Judô do Jiu-Jitsu, bem como, de alguns outros esportes de combate.

A importância do amortecimento de quedas para a prática do Judô, segundo Lasserre (1975), constitui a base das projeções de todas as técnicas, pois se não se domina a técnica de cair, não se domina a técnica para projetar. A experiência mostra que fatores psicológicos podem justificar a citação anterior, pois se existe receio de cair, conseqüentemente, se terá receio de projetar, tendo em vista as conseqüências dolorosas e traumáticas que uma queda mal realizada pode causar.

De acordo com Rocha (1984), o estudo e o domínio dos amortecimentos de queda é fundamental para qualquer praticante de Judô, para que não haja lesões no ambiente de prática, em outras modalidades esportivas e, até mesmo, na vida cotidiana.

Conforme Roquette (1994), além da prática dos “ukemis” ser um aspecto fundamental na segurança da prática desportiva, há uma grande vantagem do ponto de vista do desenvolvimento motor no jovem praticante, na medida em que se trata de habilidades motoras relativamente complexas que exigem um bom nível de coordenação neuromuscular.

Com base no que foi abordado até o momento, bem como, direcionando para o objeto do estudo, pode-se utilizar a afirmação de Roquette (1994, p. 48), quanto às técnicas de amortecimento de queda:

os tradicionais “ukemis” não são mais do que formas de absorção e dissipação de uma determinada energia cinética, da qual o corpo vem animado no momento do choque com o solo, através de mecanismos energéticos simples, com o objetivo de prevenir situações traumáticas e os efeitos indesejáveis das vibrações.

Em virtude da alta complexidade dos movimentos, bem como, da falta e/ou pouca utilização de processos educativos para a correta iniciação no ensino-aprendizagem dos “ukemis”, é que muitos iniciantes, pelo medo que esta prática mal executada propicia, desistem de praticar o Judô.

Além disso, de acordo com Gama (1986), crescente é o número de praticantes já graduados com medo, não querendo cair e não sabendo cair adequadamente, pois não tendo domínio da técnica, caem de forma contraída, gerando dores e, muitas vezes, se machucando.

O estudo, o domínio e a constante prática dos “ukemis” vão além do simples ato automatizado, esta prática, assim como todas as demais técnicas utilizadas no Judô, e de acordo com os ensinamentos deixados por Jigoro Kano, devem ser utilizadas para a educação do corpo e do espírito. Infelizmente, segundo Sugizaki (1980 apud SHINOHARA, 1980), a formação espiritual, que deveria ser inerente ao treinamento do judoca, não tomou parte do progresso evolutivo do esporte, pelo contrário, ficou retraída e na sua grande maioria, esquecida.

Várias são as formas de se amortecer uma queda, pelos diferentes tipos de técnicas de projeção. Deste modo, os “ukemis” são classificados em função da direção da queda e realizados em virtude do tipo de técnica que se é projetado. Neste estudo utilizou-se a subdivisão citada por Robert (198?), Branco e outros (1983), sendo: “mae-ukemi”, “uchiro-ukemi”; “yoko-ukemi” e “zempô-kaiten-ukemi”. A seguir far-se-á uma breve descrição destas subdivisões, realizados a partir da posição natural fundamental.

1) “mae-ukemi” – queda frontal ou queda facial (Figura 1)

Esta queda é pouco utilizada em treinamento, porém, muito em competição, pois quando o atleta cai no plano sagital no sentido antero-posterior, não significa pontuação para quem projeta. A execução deste “ukemi” trata de deixar o corpo projetar-se no sentido antero-

posterior com flexão de ombros no plano sagital anterior, com as mãos em pronação, fletidas em relação ao punho. Conforme o corpo for se aproximando do solo, flexiona-se o membro superior e o impacto será amortecido pela batida das mãos e antebraços no solo, concomitante, ocorre a elevação do quadril, e para isso, os pés em hiperextensão dorsal em contato com o solo;

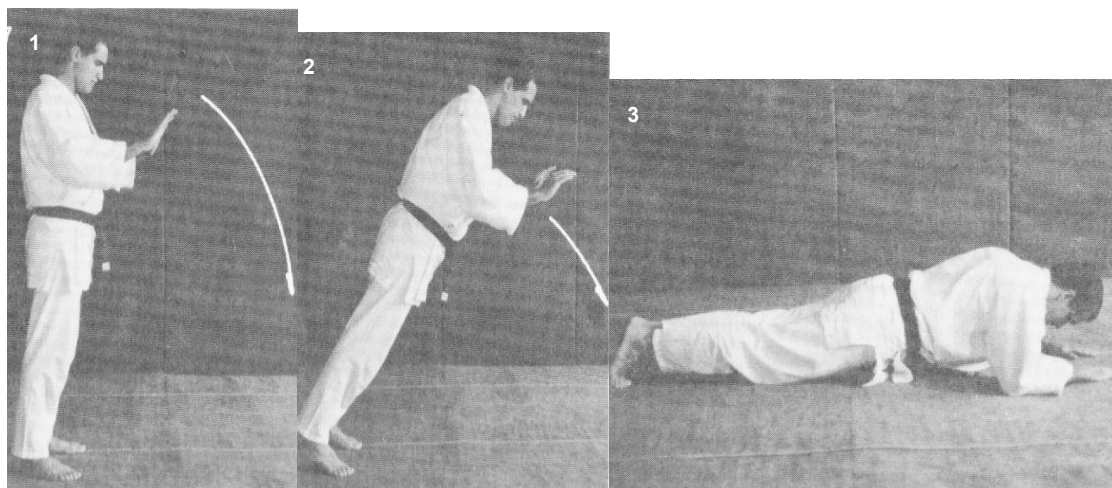


Figura 1 - “mae-ukemi” – queda frontal ou queda facial

Fonte: Alvim (1975, p.18)

2) “uchiro-ukemi”- queda para trás (Figura 2).

Partindo da posição natural fundamental, os membros superiores são flexionados no plano frontal, a cabeça é levemente fletida para frente, flexionando-se os membros inferiores, iniciando um rolamento para trás, e, no momento em que a região dorsal tocar o solo, os braços e mãos executam a batida no solo estando os braços afastados do corpo em torno de 30° e os membros inferiores são elevados no sentido do eixo longitudinal;

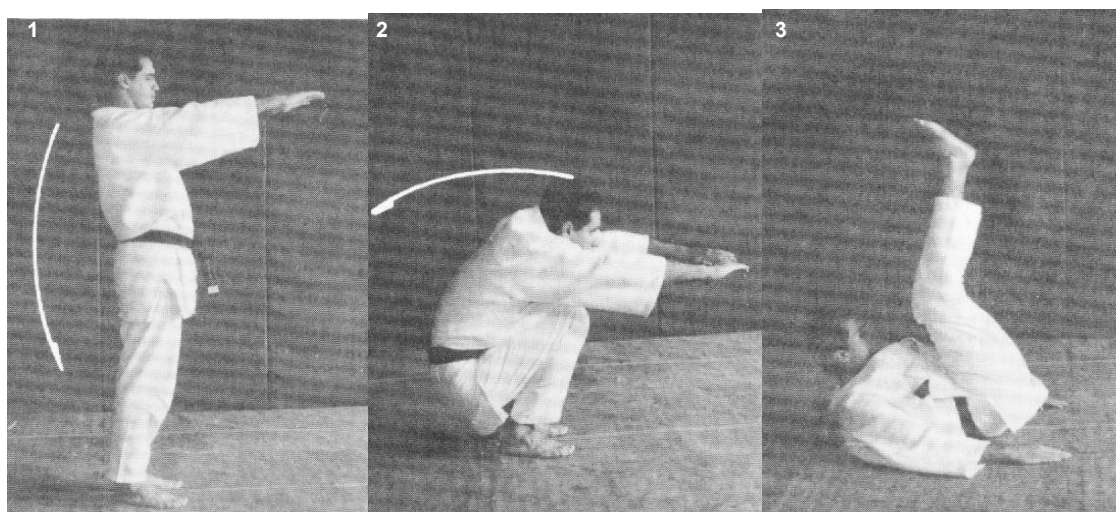


Figura 2 - “uchiro-ukemi”- queda para trás

Fonte: Alvim (1975, p. 18)

3) “yoko-ukemi” - queda lateral, podendo ser direita ou esquerda (Figura 3).

Para a queda lateral direita, na posição fundamental, flexiona-se o membro superior direito à frente do corpo, desliza-se o membro inferior direito na mesma direção e sentido, flexionando-se o membro inferior esquerdo até o calcâneo ficar próximo ao glúteo e a perna esquerda deve deslizar e ser estendida à frente, o corpo cai para o lado e no momento de tocar o solo é realizada a batida da mão e antebraço, que devem formar, com o corpo, um ângulo aproximado de 30°;

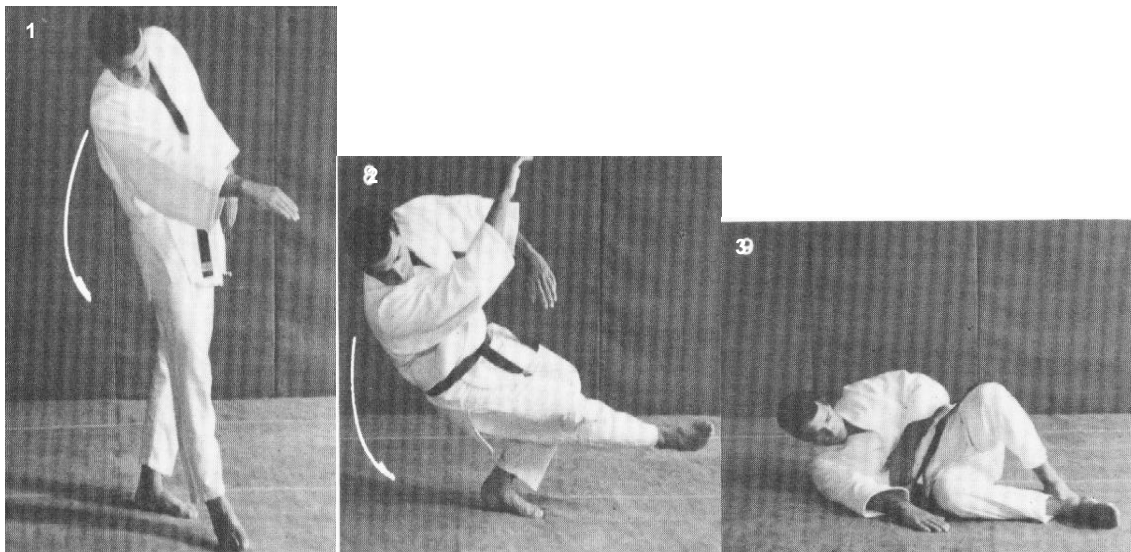


Figura 3 - “yoko-ukemi” - queda lateral

Fonte: Alvim (1975, p. 17)

4) “zempo-kaiten-ukemi” – queda com rolamento para frente, podendo ser pela direita ou pela esquerda (Figura 4).

Esta técnica é a mais utilizada, tanto em treinamento como em competições, pois grande parte das técnicas de projeção do grupo “Tati-Waza” (técnica em pé), são finalizadas com este tipo de amortecimento de queda. Ainda, esta foi a técnica de amortecimento utilizada neste estudo. O “zempo-kaiten-ukemi-hidari”, partindo da posição fundamental, deve avançar a perna direita no plano sagital, flexionando os membros inferiores apoiando a mão direita no “tatami”, ao lado do pé direito com os dedos um pouco voltados para trás. A mão esquerda da mesma forma deve ser apoiada no “tatami”, porém, com os dedos voltados para o lado direito do executante. O corpo é inclinado no sentido antero-posterior rolando sobre o ombro esquerdo, sendo que o membro superior permanece semifletido em arco, as costas encurvadas e a cabeça colocada entre os ombros. Após o rolamento, quando as costas tocarem o “tatami”, o braço e a mão esquerda executam a batida, finalizando o movimento com toda a lateral esquerda do corpo tocando o “tatami”, sendo que o membro

inferior esquerdo semiflexionado deve tocar o solo com a lateral e o membro inferior direito semiflexionado no sentido longitudinal, apenas com a planta do pé tocando o “tatami”.

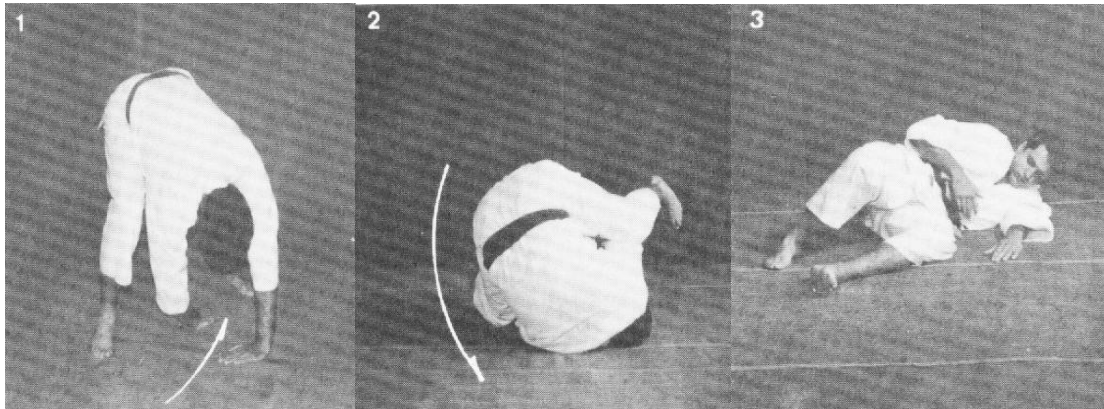


Figura 4 - “zempo-kaiten-ukemi” – queda com rolamento para frente

Fonte: Alvim (1975, p. 18)

2.2 Impacto

Toda e qualquer projeção efetuada na modalidade Judô resulta em um “ukemi”, caracterizado como um impacto do corpo do judoca contra o “tatami”, e as características mecânicas dos materiais com os quais estes são construídos, exerce um papel importante no desenvolvimento da técnica e na resultante destas forças na interação do corpo do judoca com a superfície da queda.

No processo de impacto, alguns fatores podem ser considerados: velocidades; acelerações; e força de contato dos corpos com o solo. A partir do processo de colisão pode-se estudar as variáveis: força de reação do solo; impacto e vibrações mecânicas; e coeficiente de restituição, sendo estas dependentes das características físicas dos materiais interagentes.

2.2.1 Força de reação do solo (FRS)

A importância do estudo das forças de reação às quais o corpo humano está submetido justifica-se em função de que em toda e qualquer atividade executada que envolva contato e saltos, estas forças estão atuantes. Para Amadio (2000), a FRS, suas componentes e demais parâmetros de orientação e posição dos segmentos corporais contribuem para a determinação e o dimensionamento da sobrecarga mecânica no aparelho locomotor.

Para entender e compreender as FRS, várias definições e conceitos devem ser entendidos, um deles, a força, a qual, segundo Amadio (1996), sob o aspecto físico,

somente pode ser determinada e interpretada a partir do efeito, que pode ser tanto estático quanto dinâmico.

O entendimento sobre as forças de reação que atuam em um corpo alicerça-se nas Três Leis Fundamentais de Newton e podem ser medidas utilizando a plataforma de força, sendo, desta forma, analisada por meio de suas componentes de forças ortogonais: F_x , F_y e F_z ; formando um sistema de coordenadas tridimensionais. Normalmente estes componentes são indicados como: um componente vertical (F_z), representando o movimento de cima para baixo; um componente médio-lateral (F_x), representando o movimento de um lado para o outro; e um componente antero-posterior (F_y), representando o movimento para frente e para trás.

A FRS tem sido utilizada em pesquisas de diversas áreas (esportiva e terapêutica entre outras), nas quais os movimentos de andar, saltar e/ou correr são utilizadas. O objetivo de se detectar as magnitudes de força às quais um organismo é submetido, concerne em estudar as capacidades do corpo humano para se adaptar à sobrecarga, bem como, propiciar meios para amenizar seus efeitos. Segundo Nigg e Herzog (1994), um atleta, dependendo da atividade desportiva que realiza, pode produzir níveis de aumento de força vertical que podem chegar até 12 vezes o peso corporal do mesmo. De acordo com Amadio (1996), em certas modalidades esportivas, os atletas podem produzir picos de força que podem ultrapassar 16 vezes o peso corporal, como ocorre na segunda fase do salto triplo.

2.2.2 Vibrações

Muitos são os meios que podem levar o homem a se expor a vibrações mecânicas e que podem interferir no conforto, na eficiência do trabalho e, em alguns casos, na sua saúde e segurança (ISO 2631/1). Com isto, o ser humano vem experimentando os efeitos das vibrações, em alguns casos benéficos e necessários e, em outros, com efeitos não confortáveis e deletérios.

O controle das vibrações que afetam o homem é conseguido a partir do entendimento das causas e efeitos das forças então geradas (Rao e Ashley, 1976).

Para uma abordagem introdutória deste tópico serão utilizadas informações do livro de Harris e Crede (1976), como segue.

O termo vibração descreve oscilações em um sistema mecânico que são definidas pelo conteúdo de freqüências e amplitudes. Nestas, a freqüência é definida em ciclos por unidade de tempo e a amplitude em unidade de deslocamento, velocidade ou aceleração (o máximo valor do movimento oscilatório). Conceitualmente, ao longo de um registro de vibrações, pode-se ter uma onda representada por uma função harmônica simples. Porém, na prática, as vibrações não têm esse padrão regular.

A resposta de uma vibração pode se mostrar como uma combinação de várias funções harmônicas, cada uma com sua frequência e amplitude. Se cada componente de frequência é múltiplo inteiro de uma frequência fundamental, a onda se repete após um determinado intervalo de tempo e é chamada de periódica. Se não há relação inteira entre os componentes de frequência, não há periodicidade e a vibração é definida como complexa ou não-periódica.

As vibrações podem ser descritas como determinísticas ou aleatórias. Quando é periódica e determinística, segue um padrão estabilizado, tanto que o valor da vibração futura pode ser predito frente ao passado. Se a vibração é randômica, valores futuros não são preditos, exceto com base em probabilidades, sendo ela definida estatisticamente, onde a probabilidade de ocorrência, designada com magnitudes e frequências, pode ser indicada. A análise da vibração randômica envolve certos conceitos físicos que são diferentes daquelas aplicações para a análise da vibração determinística.

O impacto mecânico é uma excitação não periódica, isto é, tem a forma de pulso; é um evento transitório e normalmente rápido (milissegundos).

A frequência natural de um sistema é a frequência de resposta deste sistema no seu estado de vibração livre. Se for um sistema simples, como um pêndulo, essa frequência é bem definida e só há um modo de vibração. Por outro lado, corpos mais complexos, como o corpo humano, podem vibrar em muitos modos e em diferentes frequências.

No caso do corpo humano, especificamente, quando ocorre uma determinada vibração e esta excita alguma frequência natural do organismo, acontecem efeitos indesejáveis (estado de ressonância). Por isso existem normas que limitam o tempo de exposição, relacionado ao tipo de excitação recebida pelo corpo humano.

Vários autores apresentam frequências de ressonância de várias partes do corpo. Dupius (apud ROESLER, 2000), na tentativa de sumarizar, apresenta os dados contidos no Quadro 1.

As vibrações ocorrem em sistemas mecânicos elásticos que são caracterizados pelas suas quantidades de massa, rigidez e amortecimento, assim como suas distribuições espaciais e a resposta do sistema mecânico vibratório dependem das características da excitação (conteúdo de frequências e intensidade) e das características físicas do sistema.

Em face desta breve colocação, verifica-se a complexidade do estudo das vibrações, principalmente quando esta se relaciona ao homem. Assim, face ao objeto de estudo desta pesquisa, impacto resultante de um “ukemi” em diferentes tipos de “tatamis”, que gera uma excitação não periódica do tipo transitória, é que, dar-se-á um enfoque apenas neste tipo de excitação.

POSIÇÃO	SEGMENTO CORPORAL	COORDENADAS	FREQÜÊNCIA
Deitado	Pés	X	16 - 31 Hz
	Joelhos	X	4 - 8 Hz
	Abdômen	X	4 - 8 Hz
	Peito	X	6 - 12 Hz
	Ossos da cabeça	X	50 - 70 Hz
	Pés	Y	0,8 - 3 Hz
	Abdômen	Y	0,8 - 4 Hz
	Cabeça	Y	0,6 - 4 Hz
	Pés	Z	1 - 3 Hz
	Abdômen	Z	1,5 - 6 Hz
	Cabeça	Z	1 - 4 Hz
	Joelhos	X	1 - 3 Hz
	Ombros	X	1 - 2 Hz
	Cabeça	X	1 - 2 Hz
	Corpo inteiro	Z	4 - 7 Hz
Sentado	Tronco	Z	3 - 6 Hz
	Peito	Z	4 - 6 Hz
	Coluna	Z	3 - 5 Hz
	Ombros	Z	2 - 6 Hz
	Estômago	Z	4 - 7 Hz
	Globos oculares	Z	20 - 25 Hz

Quadro 1 - Frequência de ressonância de várias partes do corpo do homem

Fonte: material didático fornecido por Roesler, na disciplina Instrumentação em Biomecânica – Mestrado Institucionalizado – Santa Cruz (2000).

2.2.2.1 Vibração transitória e resposta do organismo

Uma excitação é chamada de transitória, quando ela começa e termina em um tempo relativamente curto (THOMSON, 1978). Uma excitação transitória pode durar por um tempo maior ou menor do que um ou vários períodos naturais de oscilação do sistema.

De acordo com Griffin (1998), é difícil afirmar que tipo de dano ocorrerá e quais mecanismos estarão envolvidos no processo de excitação transitória. Mesmo assim, Radin e outros (1972), já há mais de três décadas, consideram o carregamento impulsivo repetitivo no corpo humano, uma possível causa de quebra de cartilagens e degeneração de articulações.

Apesar do entendimento incompleto das causas e da natureza dos danos relacionados à prática de esportes a crença de que a exposição repetitiva a impactos pode induzir dano, tem indicado um considerável interesse por parte de pesquisadores em biomecânica do esporte (GERBERICH et. al. 1987; CASTER, 1996; ZHANG, 1996; JAMES, 1996; COSTA, 1996; ORENDURFF, 1997, LOCKWOOD, 1997; MERCER, 1999). No entanto, de acordo com Santos (2001), estudos quantificando impactos e relacionando-os com lesões, ainda não foram reportados no caso de projeções em esportes de combate, como é o caso das quedas no Judô.

De maneira geral, queda é um tipo de evento caracterizado pela ocorrência de forças com rápida desaceleração, isto é, forças impactantes. De acordo com Goldman e outros (apud HARRIS e CREDE, 1976), o grau de dano nestes eventos aumenta com o aumento da aceleração. Ainda, se o tempo de exposição ao impacto é curto, os limites de tolerância aumentam; e se o tempo de exposição diminui até centésimos ou milésimos de um segundo, a resposta torna-se mais e mais limitada e localizada no ponto de aplicação da força. A compressão elástica ou o dano causado dependerão da distribuição de carga sobre a área de aplicação, isto é, da pressão à qual o tecido estará submetido.

Em reforço, pode-se citar Cory e outros (2001), que investigaram o potencial e os limites de modelos para acessar a significância de danos na cabeça de crianças após quedas e afirmam que, os parâmetros que poderão afetar a severidade e o tipo de dano durante uma queda incluem a aceleração, resistência do ar, altura da queda, velocidade do impacto, impacto mecânico, amortecimento, idade e condições físicas da criança.

2.2.2.2 Medição de vibrações

O transdutor mais utilizado atualmente para medir vibrações é o acelerômetro piezoelétrico. Esse transdutor é construído com cristal piezoelétrico, que gera carga elétrica quando deformado dinamicamente, a partir das vibrações que lhe são impostas.

De acordo com o manual de acelerômetros da Brüel e Kjaer, esse tipo de transdutor possui alta sensibilidade e frequência de utilização muito ampla. É um equipamento robusto e suas características se mantêm estáveis por muito tempo, desde que não sofra choques acima do que tolera.

Uma das vantagens do acelerômetro piezoelétrico é de ser autogerador, não necessitando de uma fonte de energia externa. Outra vantagem é a de não ter peças móveis que se desgastam. Seu sinal de saída, proporcional à aceleração que recebe na sua base, pode ser integrado de modo a fornecer sinais proporcionais à velocidade e/ou ao deslocamento.

Existem vários tipos de acelerômetros, tais como: aqueles com ampla faixa de uso, sendo de sensibilidade de 1 a 10 pC/ms⁻², peso de 10 a 50 g e faixa de frequência de 0 a 12000 Hz; os tipos miniatura, cuja sensibilidade varia de 0,05 a 0,3 pC/ms⁻², peso de 0,4 a 2 g e faixa de frequência de 1 a 25000 Hz; e outros tipos que possibilitam medições triaxiais; para o controle permanente de máquinas industriais; para o controle de vibrações de superfícies com alta temperatura; para choques com altos níveis; bem como, uma nova geração de acelerômetros específicos para medições de vibração em humanos.

2.2.2.3 Limites de tolerância à vibração

Tendo em vista que vários são os fatores, tanto relacionado ao meio (ar, terra e água), quanto ao ambiente de trabalho (máquinas na indústria, na agricultura, dentre outros), que expõem o homem a vibrações mecânicas que podem interferir no conforto, na eficiência do trabalho e, em algumas circunstâncias, na saúde e na segurança, muitos são os métodos de avaliação da gravidade de exposição e definições de limites de exposição baseados em dados de laboratórios e de campo, que vêm sendo desenvolvidos para aplicações específicas.

Nenhum destes métodos pode ser considerado aplicável em todas as situações e, conseqüentemente, não pode ser aceito universalmente.

De acordo com a ISO 2631/1 (1985), existem basicamente três tipos de exposição a vibrações humanas, chamadas:

- a) vibrações transmitidas simultaneamente para toda a superfície corporal ou partes substanciais deste. Isto ocorre quando o corpo é imerso em médias vibrações. Existem circunstâncias nas quais isto é uma prática concernente, por exemplo, quando altas intensidades de som, água ou ar promovem vibrações do corpo;
- b) vibrações transmitidas para o corpo como um todo, através de uma superfície de apoio, a saber, os pés de um homem em pé, os glúteos de um homem sentado ou a superfície de apoio de um homem reclinado. Estes tipos de vibração são comuns em veículos, em vibrações de construções e nas proximidades de máquinas trabalhando; e
- c) vibrações aplicadas em partes específicas do corpo como a cabeça e as costas, por exemplo, vibrações manuais, pedais ou encosto de cabeça, ou para uma larga variedade de ferramentas de força e aparelhos seguros nas mãos.

Em virtude da complexidade de fatores que determinam as respostas do homem para vibrações é que normas foram estabelecidas para facilitar a avaliação e comparação de dados para continuar pesquisas nesta especificidade; e, segundo, para dar prévios conselhos tanto quanto para determinar os níveis de aceitação de exposição do corpo todo às vibrações.

A Norma ISO 2631/1 (1985) elaborada para a avaliação da exposição humana as vibrações do corpo inteiro, aplica-se, principalmente, para o tipo (b) das condições comuns citadas; e, em particular, aonde a vibração é aplicada através de uma superfície de suporte principal para o corpo humano sentado ou em pé.

Outra norma é a ISO 5349 (1986) que se reporta a avaliação da vibração mecânica transmitida a mãos e braços (tipo “c” das condições comuns citadas acima), sua maior aplicação é em função da intensa vibração que pode ser transmitida para mãos, braços e ombros de operadores de ferramentas manuais. Os critérios trazidos nesta norma para a

avaliação e controle do tempo de exposição contribuem para a redução de vários distúrbios, tais como, a síndrome dos dedos brancos.

Para as vibrações transitórias, várias foram os limites de tolerância e os efeitos das vibrações, que se encontrou na literatura pesquisada, a exemplo pode-se citar os critérios representados nas figuras 44.32 (p. 44-46); 44.40 (p. 44-51) e 44.41 (p. 44-51) referenciadas por Harris e Crede (1976), as quais, respectivamente, apresentam: tolerância de pessoas em pé ou deitadas de costas a impactos verticais repetitivos provocados por ferramentas pesadas; tolerância para o sujeito sentado na direção vertical em função da magnitude e duração do impulso; efeito da magnitude e duração do impulso para o sujeito sentado na direção vertical sobre a tolerância de aceleração.

Por outro lado, o único critério que se pode tomar como referência (entendendo a duração do pulso como o tempo total de impacto) para ser utilizado neste estudo, é o citado por Macaulay (1987), conforme representado na Figura 5.

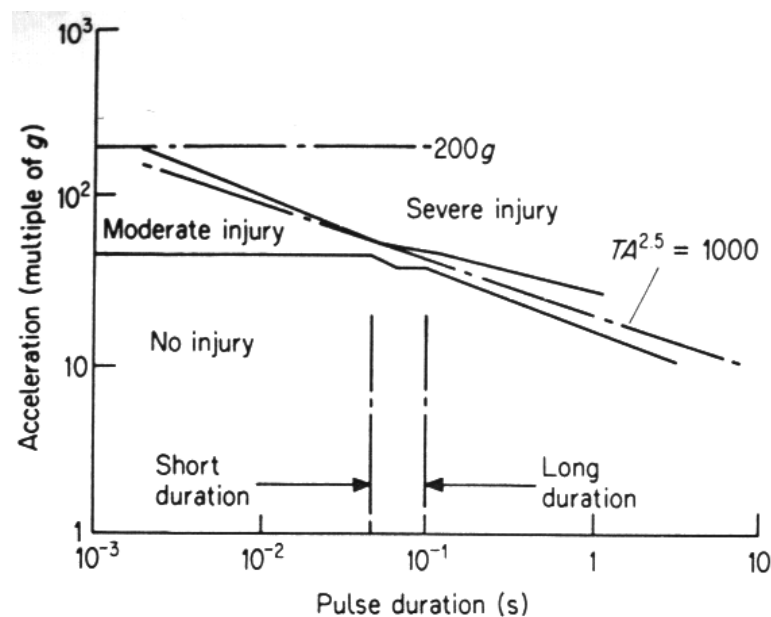


Figura 5 – Tolerância do corpo inteiro para vibração de trás para frente

Fonte: Macaulay (1987, p. 206 – Fig.10.2)

Este critério foi criado mediante testes em militares voluntários e animais anestesiados, com algumas estimativas para acidentes de impactos, e foi realizada para a pessoa sentada, com a aceleração no sentido antero-posterior. Há uma tendência global de que quanto menores as durações dos eventos maiores acelerações o organismo suporta, e isto aparece para três regiões, conforme mostra a figura 5, sendo uma região de curta duração para tempos inferiores e em torno de 0,001 a 0,01 s; uma região de longa duração para tempos maiores que 0,1 s; e uma região intermediária. A figura é “plotada” em escala

logarítmica e é possível verificar as linhas que apresentam a região de não ocorrência, a de moderada e a de severa lesão.

Com relação ao desconforto, de acordo com Griffin (1990) ainda não está claro o intervalo no qual a exposição à vibração torna-se desconfortável, no entanto, muitos métodos para prever o desconforto causado por vibração do corpo inteiro têm sido propostos. O valor quadrático médio (*rms*) da aceleração ponderada na frequência e o valor de dose de vibração, como definidos nas padronizações ISO 2631 (1985) ou BS 6841 (1987), são os métodos utilizados correntemente para avaliar a magnitude da vibração e prever o desconforto causado. A situação de queda no judô não pode ser enquadrada na categoria de vibração do corpo inteiro (definida para corpos suportados em superfícies vibrantes), pertencendo mais à classe de eventos vibratórios transientes. O Padrão Internacional 2631 (1985) está restrito a eventos de exposição à vibração com duração maior que 1 minuto, então não sendo aplicado ao problema em estudo. A Norma Britânica 6841 (1987), por sua vez, utiliza métodos que poderiam acessar movimentos transientes, através, por exemplo, do valor dose de vibração (GRIFFIN, 1990). Porém, meios de avaliar vibrações considerando as particularidades inerentes a cada evento específico também podem ser definidos (McLEOD e GRIFFIN, 1986; MOSELEY e GRIFFIN, 1986), de forma que, atualmente, é bem estabelecida a necessidade de definir diferentes métodos para cada tipo de tarefa.

De acordo com DUNCAN (1985), para a avaliação da qualidade de um determinado evento vibratório, com relação à aceitabilidade humana, variáveis definidas no domínio tempo, tais como pico de aceleração e pico da taxa de mudança da aceleração (pico da *jerk*), têm sido utilizadas na caracterização do evento.

A taxa de mudança da aceleração fornece informação relacionada com a severidade do movimento, considerando-se que movimentos são suaves se os transientes de aceleração são mantidos em um mínimo (SCHNEIDER e ZERNICKE, 1989). Assim, a *jerk* tem sido empregada na quantificação da suavidade de movimentos (YOUNG e MARTENIUK, 1997; RICHERSON e outros, 2003). Duncan e Wegscheid (1985) utilizaram a *jerk* relacionada ao julgamento subjetivo de motoristas de veículos automotores no desempenho das mudanças de marchas, utilizando diferentes modelos de caixa de câmbio.

2.2.3 Coeficiente de restituição

Os vários tipos de colisões que ocorrem nos esportes, como por exemplo, o corpo de um atleta com o solo ou com uma bola, uma bola de golfe com o taco, uma bola de tênis de campo com a raquete, dentre outros, é conhecido como impacto. De acordo com os princípios da mecânica clássica e segundo Hall (1993, p. 214), “um impacto compreende a

colisão de dois corpos por um intervalo de tempo extremamente pequeno, durante o qual os dois corpos imprimem forças relativamente grandes um contra o outro”.

A forma como os objetos se apresentam após um impacto depende, não somente, dos corpos envolvidos, mas também, da natureza do impacto. Assim, pode-se considerar um impacto perfeitamente elástico quando a velocidade relativa de aproximação tem módulo igual ao da velocidade relativa de afastamento, sendo o $CR=1$ neste tipo de impacto. Em um impacto perfeitamente inelástico, os corpos prosseguem juntos, portanto, a velocidade relativa de afastamento é nula, sendo o $CR=0$ neste tipo de impacto. Por outro lado, há os impactos superelásticos, nos quais ocorre ganho de energia, portando o $CR > 1$ e ocorrem, freqüentemente, nas reações nucleares: um próton atinge um núcleo de lítio formando duas partículas que saem com energia cinética maior que a do próton incidente (RAMALHO Jr. e outros 1995).

A grande maioria dos impactos, não se situa nestes dois extremos (perfeitamente elástico ou perfeitamente plástico), mas em algum ponto entre estes, pois dependem da propriedade de elasticidade dos materiais envolvidos no impacto. Segundo Hay e Reid (1985), o material e o modo pelo qual um corpo é construído influencia sua elasticidade. Mas, tanto as elasticidades dos materiais envolvidos no impacto como as velocidades com a qual dois corpos se colidem vai interferir no quanto estes materiais restituem, ou seja, quanto menor a velocidade com a qual eles se aproximarem e menor a elasticidade dos materiais envolvidos, menor será a velocidade com que vão se separar (BRODY, 1979).

Ambos os corpos envolvidos em uma colisão/impacto são inicialmente deformados e, então, dependendo da natureza elástica dos seus materiais, readquirem sua forma original. Esta propriedade é chamada de elasticidade e é dependente do material de que o corpo é constituído e o modo pelo qual é construído.

A relação entre as velocidades de impacto e de separação e a elasticidade dos corpos envolvidos está sumariamente explicada na Lei do Impacto de Newton, que afirma que “quando dois corpos colidem, a velocidade de separação possui uma relação constante com a velocidade de impacto” (HAY e REID, 1985, p. 99):

$$\frac{V_s}{V_i} = -e$$

onde: V_s significa velocidade de separação; e V_i velocidade de impacto, e, algebricamente podem ser expressas:

$$\frac{v_1 - v_2}{u_1 - u_2} = e \quad (01)$$

Essa constante ($e = CR$) é denominada de coeficiente de restituição, a qual é determinada pela natureza dos corpos envolvidos no impacto. A Lei de Impacto de Newton se aplica às velocidades dos corpos que colidem diretamente e maiores cuidados devem ser observados quando ambos os corpos estão em movimento antes e depois do impacto.

No caso deste estudo, como o impacto provém de um pêndulo deixado cair, sob a influência da gravidade, sobre uma superfície horizontal fixa, no caso o “tatami”, e este está em repouso tanto antes como depois do impacto, dois termos da Eq. 01 são eliminados. E, como o pêndulo se move somente sobre a ação da gravidade, os termos restantes do lado esquerdo da Eq. 01, podem ser substituídos por deslocamentos verticais equivalentes. Este processo de simplificação resulta em:

$$e = \sqrt{\frac{h_1}{h_0}} \quad (02)$$

onde: h_1 é a altura que o corpo atinge; e h_0 a altura em que o corpo é deixado cair (HAY e REID, 1995)

Segundo Enoka (2000), o CR para a maioria dos impactos no movimento humano é menor que a unidade. No caso da bola de tênis de campo, os fatores que determinam o CR destas, segundo Hatze (1993), são: a perda de energia da bola, o encordoamento; o quadro da raquete e do movimento da empunhadura da mesma. As frações de energia perdida são também função da velocidade da bola antes do impacto.

Brody (1979) mediu o CR de diferentes marcas de bolas de tênis de campo, quando estas rebatiam sobre uma superfície dura e determinou que, quanto maior a velocidade pré-impacto da bola, menor seu CR. Assim, quanto mais as bolas se deformam, maior a fração de energia perdida (VIOLLAZ, 1997).

No caso das raquetes de tênis, com o objetivo de obter um maior CR e aumentar a velocidade da bola, Viollaz (1997) afirma que é necessário que a raquete seja muito rígida para absorver a menor quantidade de energia possível.

Por outro lado, muito embora não se tenha encontrado na literatura pesquisada CRs de “tatamis” utilizados para a prática de “ukemis” no judô, teoricamente, o indicado seria um “tatami” que apresentasse um certo equilíbrio em suas características visco elástica, na

medida em que dissipasse energia não retornando ao corpo do atleta e, ao mesmo tempo, que armazenasse energia e retornasse as condições iniciais.

2.3 Impacto e vibração: estudos realizados

Os distúrbios cumulativos por traumas (CTDs) causados entre outros fatores, em função das vibrações e choques vibratórios, são, de acordo com Roughton (1993), um dos mais sérios riscos à saúde ocupacional. Em face disto, vários estudos vêm sendo realizados dando ênfase a impactos e/ou choques e vibrações.

Wos e outros (1992) citam que, de acordo com a ISA (Sistema de Informação de Lesões Relacionadas ao Trabalho), entre 1980 e 1985, foram relatados 659 casos de lesões por vibrações resultante de ferramentas de impacto. Segundo estes mesmos autores, este número é uma pequena porção do total de casos de lesões frente à excessiva exposição às vibrações.

Para Wos e outros (1992), a síndrome da vibração em braços e mãos é um termo coletivo para sintomas produzidos por prolongada e repetitiva exposição em ferramentas vibratórias. Esta síndrome inclui disfunções vasculares, distúrbios neurológicos, prejuízo em tecidos moles e mudanças anormais do sistema ósseo e articular, dentre outras mudanças.

Certas síndromes, em virtude das características vibratórias dos equipamentos e das condições de exposição, como a síndrome de Raynaud (dedos brancos e insensíveis) e as lesões articulares, são reconhecidas como doenças profissionais em países como Bélgica, França, Alemanha e Itália (MOURE et al., 1994).

O NIOSH – *National Institute for Occupational Safety and Health* (1989) apresenta todas as patologias relacionadas à exposição ocupacional de mãos e braços à vibração, com sintomas, sinais, interferência nas atividades, dentre outras implicações. Cita, ainda, que o desenvolvimento de HAVS (*Hand-Arm Vibration Syndrome*) é um processo gradual que pode envolver anos de exposição.

Conforme Wells e outros (1983), as vibrações são detectáveis com diferentes valores de aceleração e frequência, com características variáveis em função da região do organismo considerado, e como exemplo, citam que o sistema tórax-abdômen é muito sensível a frequências entre 3 e 6 Hz, o globo ocular entre 60 e 90 Hz, as mandíbulas e lábios entre 200 e 300 Hz, etc. Estes mesmos autores fazem algumas considerações sobre os efeitos das vibrações no corpo humano e citam que: a) na faixa de 0,1 a 1 Hz e com aceleração de 5 a 1000 m/s², provocam enjôo e náuseas. b) na mesma faixa de vibração com acelerações inferiores da 0,5 m/s², não causam problemas aos seres humanos; c) exposições a vibrações com menos de 16 Hz, de alta energia (níveis de 140 dB ou mais), causam, por ação mecânica, um afundamento do tórax, dando sensação de constrição no peito e tosse;

e d) se as frequências estiverem entre 3 e 6 Hz, o efeito pode ser ainda mais acentuado. Para ilustrar, os autores citam que em experiência com animais tem sido verificado que, nesta faixa de frequências (3 a 6 Hz), não há necessidade de oscilações de grande amplitude, para provocar deslocamentos importantes de segmentos corporais, havendo também, alterações da motricidade da musculatura lisa.

Da mesma forma, Bonney (1998) destaca as implicações da vibração no corpo humano e faz as seguintes afirmações: a) as exposições podem causar detrimento da saúde, conforto e desempenho e que métodos devem ser utilizados para minimizar seus efeitos; b) que as vibrações podem ser sentidas através de uma ampla variação de frequência, de 0,1 a 1000 Hz; c) não obstante, existem fortes evidências epidemiológicas nos estudos de Heliovara (1987), Hulshof e van Zantem (1987), Kelsey (1985), Rosegger e Rosegger (1960), que sugerem existir um aumento do nível de dores no baixo abdômen e problemas gastrintestinais em pessoas expostas a estas frequências por longos períodos de tempo.

Para se avaliar a resposta do organismo à vibração, deve-se observar quatro fatores físicos de importância primária: a intensidade; a frequência; a direção; e a duração (tempo de exposição) da vibração. Atendendo a estes fatores, a ISO 2631/1 (1985) recomenda limites de exposição, com base em três principais critérios humanos: 1) a preservação de eficiência do trabalho (redução dos limites de fadiga); 2) a preservação da saúde ou segurança (limite de exposição); e 3) a preservação do conforto (redução do limite de conforto). Cada um desses limites é definido graficamente para as direções: longitudinal (a_z) e transversais (a_x e a_y).

De acordo com Gerges (1992), a direção vertical (a_z) é aquela em que o corpo (em pé) é mais sensível. Na direção transversal e lateral a rigidez do corpo é menor, portanto, a faixa de frequência mais sensível é de 1 a 2 Hz. Ainda, conforme Gerges (1992), na faixa de frequências de 4 a 8 Hz se situam as frequências naturais da massa abdominal, ombros e pulmões, assim, apresentando uma alta sensibilidade e, conseqüentemente, limites de níveis de vibração menores. Já para os outros segmentos corporais, os limites são:

... para o globo ocular (estruturas intraoculares) de 32 a 78 Hz; para a cabeça (vertical) de 20 a 26 Hz; para os ombros de 3 a 5 Hz; para a parede do tórax de 50 a 60 Hz; para o volume pulmonar de 5 a 10 Hz; para o antebraço de 10 a 30 Hz; para mão e braço de 20 a 200 Hz; para a mão fechada de 50 a 210 Hz; e para pernas de 2 a 20 Hz (GERGES, 1992, p. 68).

Buschinelli e Moro (1985) reportam-se a estudos realizados em operadores de veículos pesados, tais como tratores, escavadeiras, colhedadeiras, etc., e relatam alterações gastrintestinais (anorexia, dificuldade digestiva, estado de hipertonia gastroduodenal e úlceras gástricas), alterações neuropsíquicas (mal estar, cefaléia, exaustão, vertigem e

irritabilidade), e alterações visuais por ressonância ocular (nistagno e ilusão ópticas), em frequências entre 5 a 20 Hz.

Muito embora não tenha ligação direta com o presente estudo, porém, em face da magnitude do tema e as implicações geradas ao organismo, provenientes de impactos e vibrações, serão efetuadas algumas citações de estudos que vêm sendo desenvolvidos em diferentes áreas e vertentes, onde muitos apresentam os efeitos epidemiológicos (BUSCHINELLI e MORO, 1985; BOVENZI e ZADINI, 1991); outros propõem materiais e ou instrumentos para minimizar tais efeitos em nível de mãos e braços (WOS et al., 1992; GURRAM et al., 1993; MOURE et al., 1994; BURSTRÖM e LUNDSTRÖM, 1994; KIHLEBERG et al., 1995), assim como uma investigação relacionada ao efeito da vibração na *performance* humana (McLEOD e GRIFFIN, 1994).

Da mesma forma que estudiosos preocupam-se com os efeitos das vibrações nas mãos e braços, existem os que estudam os efeitos das vibrações no corpo todo, principalmente, provenientes de maquinários (FAIRLEY, 1995; BRINCKMANN et al., 1998).

Outra linha de estudo voltada às questões de impacto é aquela na indústria calçadista, cujas pesquisas destinam-se a avaliar sistemas de amortecimentos com a finalidade de absorver impactos. Nesta linha, estudos publicados nos últimos anos, relacionam a capacidade de amortecimento de solados de diferentes tipos de calçados esportivos a fatores de risco de lesões, tais como o estudo de Stacoff e outros (1988) e Fauno e outros (1993).

Face aos resultados obtidos nestas e em outras pesquisas da área, a indústria calçadista vem apresentando tecnologia própria, variando materiais conforme a modalidade esportiva e o nível de desempenho desejado (EI HAYEK e LEIVAS, 1995).

Quanto aos estudos relacionados à profissão de atleta, muitos pesquisadores têm apresentado os prejuízos causados a estes, provenientes da repetitividade da prática, bem como, a somatória dos impactos ao organismo em função desta repetitividade. Estudos estes vão desde os implementos utilizados em diferentes modalidades esportivas até as desordens músculo-esqueléticas propriamente ditas.

Serra (1993) comparou a força de reação do solo na projeção da técnica “Ippon-Soi-Nague” no Judô, entre judocas experientes e judocas iniciantes. Os oito pares de judocas, sendo quatro pares experientes e quatro iniciantes, executaram a técnica sobre uma plataforma de força Kistler modelo 9261A. Os dados foram tratados com estatística não paramétrica, através do teste dos sinais de Wilcoxon. Os resultados indicaram que houve diferença significativa na força de impulso vertical entre os judocas experientes e os judocas novatos, na execução da técnica “Ippon-Seoi-Nague”, sendo que os experientes apresentaram maiores magnitudes nas forças de reação.

Outros estudos efetuados, relacionados à força de reação do solo em técnicas de projeções no Judô, realizados antes do estudo de Serra (1993) e citados por ele, foram com o intuito de comparar a *performance* de diferentes níveis de judocas, como o caso de Tezuka e outros (1983) que compararam a habilidade de judocas de 3º Dan com os de 6º Dan na *performance* de duas diferentes técnicas de projeção (“Tai-otoshi” e “Harai-goshi”); e, outro estudo de Harter e Bates (1984), além da plataforma de força utilizaram a cinematografia para analisar as técnicas de projeção “Harai-goshi” e “Uchimata”. As duas pesquisas citadas confirmaram o que Jigoro Kano preconizava deste a criação do Judô em 1882, ou seja, que o biótipo do judoca, suas proporções corporais, peso e estilo individual é um indicador para prever a execução mecânica mais eficiente. E, ainda, um estudo realizado por Trilles e outros (1990), também citado por Serra (1993), utilizando a plataforma de força e sistema de vídeo, concluiu que a *performance* da técnica analisada (“Uchimata”) depende da maneira que o atleta utiliza a técnica em relação ao seu próprio corpo e, especificamente, com o tipo do oponente.

Caster (1996) realizou um estudo com o objetivo de avaliar as extremidades dos membros inferiores (joelhos e pés) durante a finalização de uma aterrissagem (impacto) e durante a preparação (flexão dos joelhos) de um salto vertical subsequente. Para tal, comparou mediante análise cinética e cinemática a *performance* de um grupo de atletas com um grupo de não atletas. Os resultados demonstraram que em ambos os grupos houve uma maior força de impacto no final da aterrissagem do que na preparação para o salto vertical. Ao se comparar o ângulo final da articulação para a *performance* do salto, os atletas apresentaram uma máxima extensão, enquanto que os não atletas apresentaram, na articulação, a influência da solicitação muscular usada na aterrissagem, opondo-se ao movimento otimizado para o desempenho do salto.

Zhang (1996) investigou os mecanismos musculares e mecânicos das articulações do joelho e tornozelo de atletas, durante diferentes tipos de saltos em diferentes alturas, para explicar e justificar as causas de lesões nos joelhos, resultante dos impactos das aterrissagens dos saltos. Os dados indicaram que a energia transportada via músculo biarticular da parte distal para a proximal durante a queda é devido à sequência de mínimos segundos de forças dos músculos gastrocnêmio e reto-femural.

Dufek e Zhang (1996) realizaram um estudo longitudinal para avaliar e acompanhar o desempenho dos membros inferiores durante a queda em jogadores de voleibol de elite. Participaram sete jogadoras em três sessões de coleta de dados, ocorridas pré, pós e fora da temporada de campeonatos. Os dados foram coletados durante a execução do bloqueio em duas plataformas de força e com suporte da cinemetria. Os resultados demonstraram que as taxas nas mudanças na articulação do joelho cometidas por repetidos movimentos,

sugeriram uma mudança na *performance* de queda quando comparado o pré, pós e fora da temporada.

James (1996) investigou os efeitos do uso excessivo nas baixas extremidades propensas a lesões e a dificuldade da tarefa na variabilidade articular cinética. Os sujeitos saltavam sobre uma plataforma de força em três alturas, sendo 50, 100 e 200% do salto vertical máximo de cada sujeito. Concluiu que quanto maior é a dificuldade da tarefa (maiores alturas), maior propensão à variabilidade de forças nas articulações, ficando o sujeito exposto a lesões por uso excessivo.

Costa (1996) estudou as características de jogadores de basquetebol (aspectos técnicos, lesões mais freqüentes, preferência por calçado), bem como, o efeito biomecânico do calçado usado para o basquetebol, dando ênfase à prevenção de lesões e a *performance* motora. Especificamente para análise biomecânica, estudou a absorção de impacto na aterrissagem após um salto, utilizando para tal, uma plataforma de força e acelerômetros; estudou o movimento dos pés durante a aterrissagem e a *performance* no salto vertical. Os resultados mostraram que as lesões mais freqüentes sofridas pelos atletas foram torções no tornozelo afetando os ligamentos e o critério para aquisição do calçado é absorção de impacto, estabilidade e flexibilidade. A análise biomecânica permitiu encontrar que, aumentando o suporte do tornozelo, o impacto na ponta do pé aumenta, além de limitar a amplitude do movimento no dorso-flexão do tornozelo e flexão da perna, ou seja, tênis com suporte alto reduz o desempenho.

No entanto, Sidthilaw (1997) determinou as características cinéticas e cinemáticas de um chute no “Thai Boxing”. Para as medidas das variáveis cinéticas de pico de força e impulso, um acelerômetro triaxial foi colocado no cinto do atleta e para as medidas cinemáticas foram utilizadas 3 câmeras operando com 120 quadros por segundo, para obter a velocidade angular do joelho, perna e pé projetado no plano horizontal. Na comparação dos chutes de diferentes alturas, a altura média gerou o maior pico de força e impulso, enquanto na altura máxima envolveu uma menor força e impulso. A quantidade de pico e impulso foi diretamente relacionada com a velocidade final do tornozelo ($r=0,86$ e $r=0,79$, respectivamente), mas não tiveram relação significativa com a força da perna. Os dados revelam que a força gerada por um chute no “Thai Boxing” pode facilmente causar prejuízos neurológicos, fraturas no crânio, fraturas nos ossos faciais e fraturas nas costelas.

Orendurff (1997) comparou diferentes impactos (pequenas e grandes batidas) em diferentes estruturas de garfo de “*mountain bike*”, para verificar o tipo de garfo que menos impacto transmitia ao ciclista. Os sujeitos desciam uma rampa e o impacto ocorria numa velocidade de 5,4 m/s no final da rampa. Acelerômetros colocados na estrutura da bicicleta passavam os dados por telemetria para um computador e os resultados demonstraram que todos os garfos produziam similares impactos de aceleração em todos os eixos e estruturas,

no entanto, garfos com fortalecimentos moderados e suspensões macias propiciavam a redução da aceleração transmitida para o ciclista.

Lockwood (1997) descreveu os efeitos de repetidos impactos, tipo carga de treinamento, na biomecânica, fisiologia e densidade óssea mineral e perfil biomecânico em “*skaters*” competitivos. Foram quantificados a força de impacto vertical absorvida pelo “*skater*” sobre aterrissagem simples, duplo e triplo salto. Os resultados revelaram que: forças de impacto aumentam significativamente com adicional evolução e dificuldade da técnica; houve aumento na densidade óssea no membro de aterrissagem de todos os “*skaters*”; o treinamento de impacto com carga induziu as respostas adaptativas no desenvolvimento do esqueleto, sendo que três das seis marcas examinadas (osteocálcio, PICO e ICTP) apareceram significativamente diferentes entre o “calibre” dos “*skaters*”.

Mercer (1999) realizou um estudo com o objetivo de determinar o efeito da fadiga na atenuação do choque de impacto de corredores durante a corrida, pois, o impacto do pé no chão, resulta em uma desaceleração dos membros inferiores que é transmitida através do corpo à cabeça. Foram colocados acelerômetros, um na testa e outro na parte distal da tíbia, em dois grupos de 10 sujeitos comparados à atenuação do choque na corrida, após os grupos terem realizado protocolos específicos para fadigar o corpo como um todo e apenas os quadríceps. Os resultados demonstraram que nos sujeitos mais fadigados a atenuação no choque aumentou na cabeça e reduziu nas pernas. Concluiu que, quando o corredor está fadigado, ocorre uma menor atenuação do choque, ou seja, o choque recebido ao nível da cabeça é maior quando comparado ao corredor não fadigado.

Outra linha de pesquisa no esporte é aquela relacionada às lesões advindas de impactos que são inerentes a especificidade da prática.

Estudos como os de James e outros (1978) e McKenzie e outros (1985) encontraram que dores na articulação do joelho têm sido o problema mais citado e o mais freqüente em corredores e, ainda, em análise mais profunda, os problemas podem ser atribuídos pela repetitividade de impacto que ocorre na aterrissagem.

Gray e outros (apud Dufet e Bates, 1991) em um estudo do tipo “survey” em jogadoras de basquetebol encontraram que 58% de todas as lesões sofridas pelas atletas foram resultantes de aterrissagem após os saltos, e tanto as articulações dos joelhos como das extremidades baixas eram as mais acometidas. No basquetebol cada jogador faz de 2 a 3 saltos verticais com esforço máximo por minuto efetivo do jogo, o que corresponde a um número entre 80 e 100 saltos durante uma partida (HAGEDORN et al. apud FANTIN e MENZEL, 2001).

Da mesma forma, Gerberich e outros (1987), investigando atletas de voleibol encontraram que a seqüência de salto e aterrissagem (bloqueio e cortada) era responsável por 63% de todas as lesões, destas, 61% na articulação do joelho e próximo de 90% de

todas as lesões sofridas pelos atletas foram concentradas nas extremidades baixas. No voleibol são realizados em média entre 170 e 190 saltos por *set* (KOLLATH apud FANTIN e MENZEL, 2001).

Na ginástica aeróbica, em função do alto nível de impactos, Richie e outros (1985) encontraram lesões nas extremidades baixas de 76% dos instrutores e em 43% dos praticantes.

No caso de impactos verticais, as aterissagens com técnicas apropriadas podem reduzir significativamente a magnitude dos impactos e, assim, os riscos de lesão, dependendo do ângulo no joelho no momento do primeiro contato (STACOFF et al., 1988) e da flexão plantar do pé (VALIANT e CAVANAGH, 1985). Fantini e Menzel (2001) citam que, de acordo com a literatura e com as técnicas mais apuradas de saltos no voleibol, os impactos máximos não ultrapassam 4,5 vezes o peso corporal (PC). No entanto, com técnicas não apuradas, estes chegam entre 6 e 7 vezes o peso corporal.

Fantini e Menzel (2001) realizaram um estudo com o intuito de comparar a influência da experiência de atletas de diferentes modalidades esportivas (atletas profissionais de voleibol; atletas não profissionais de basquete e não atletas), nos impactos de aterrissagem de um salto. Os sujeitos saltavam de acordo com sua capacidade sobre uma plataforma de força ("squat jump"). Os resultados demonstraram que 40% dos atletas profissionais e 50% dos atletas amadores e dos não atletas apresentaram um impacto médio acima de 5 vezes o peso corporal. Deste modo, em virtude do grande número de saltos durante o treinamento e competições, o grupo de atletas apresentava elevado risco de lesões, o qual poderia ser minimizado através de técnica adequada.

Santos (2001) realizou um estudo, no qual um dos objetivos foi o de analisar e comparar as características das forças de reação do solo, em diferentes fases da execução do salto para o bloqueio no voleibol, com atletas das categorias mirim e pré-mirim. Os atletas executavam a seqüência do movimento para o bloqueio sobre uma plataforma de força (AMTI) e os resultados demonstraram que os picos mais altos foram encontrados na fase de impacto na execução do salto para o bloqueio, cuja média para a categoria mirim foi de 3,4 vezes o peso corporal e na pré-mirim de 3,6 vezes.

Panda (2001) verificou as influências dos tipos de passos do "*step training*" sobre a força de reação no solo, mediante a execução de dois diferentes passos em duas plataformas de força desenvolvidas por Roesler (1997), dispostas de forma que a plataforma superior teve a altura de 15 cm maior que a plataforma inferior. Os valores mais elevados no pico de força vertical ocorreram nos passos considerados como mais intenso ("*power*" avanço, "*power*" salto e "*power*" corrida) e na plataforma inferior, sendo: 1,72 PC; 2,15 PC e 2,04 PC, respectivamente.

No caso de impactos nos esportes, cuja especificidade de prática resulta em impactos do corpo na posição horizontal, como é o caso da projeção em esportes de combate, ainda não se encontrou na literatura pesquisada, estudos laboratoriais que quantificassem estes impactos para inferir lesões provenientes destes. Por outro lado, estudos descritivos têm levantado as causas das lesões provenientes de impactos, como foi o caso de Santos e Shigunov (2001) que encontraram em um estudo descritivo longitudinal, que grande parte das lesões sofridas por judocas eram provenientes das quedas realizadas de forma errada.

Em outro estudo descritivo efetuado por Santos e outros (2000), os autores investigaram a percepção do conforto corporal de judocas catarinenses ao realizarem os “ukemis”. Os resultados permitiram concluir que apesar dos judocas saberem a importância e a necessidade do “ukemi” para a prática do judô, não gostavam de fazê-lo, principalmente os mais graduados, pois o desconforto sentido dependia tanto da maneira da projeção, quanto do tipo de “tatami” utilizado.

2.4 Percepção de desconforto físico

O corpo é o mediador de toda a experiência, quer seja ela de nível psíquico, quer seja de nível físico propriamente dito (Mann e Short, 1990), e passível de fácil adaptação, tanto para experiências positivas quanto para as negativas.

Desta forma, muitas vezes a percepção do corpo, quer seja em situação de conforto ou desconforto, acaba se acostumando a uma dada situação e por uma questão de seleção natural (memória seletiva), a referida situação passa a não ser percebida.

Na prática de modalidades esportivas e/ou atividades físicas, isto também pode ocorrer, quando o atleta aprende a conviver com a dor, passando esta a fazer parte do cotidiano e, muitas vezes, sendo colocada em outros planos de prioridade.

Especificamente na prática do judô, existe uma técnica de amortecimento de queda (“ukemi”), que até ser aprimorada, resulta em muitas dores em diversos segmentos corporais, às vezes em lesões graves e até motivo de desistência da prática como um todo. A prática do “ukemi”, além de exigir uma boa iniciação, necessita também de material (“tatami”), que se torna imprescindível para a sua prática. Mesmo assim, depois de passado o período de adaptação com o tipo de “tatami” que se tem no local de prática e com o domínio da técnica, na medida em que os anos de prática vão se acumulando, o desconforto pela execução passa, muitas vezes, despercebido (SANTOS et al., 2000).

Conforme a técnica de amortecimento de queda for sendo praticada, o judoca tanto aprimora a técnica de queda, como também se adapta ao tipo de material utilizado para tal. Em muitos casos, mesmo que o material não seja o que melhor amorteça, o judoca, por ter

sempre treinado neste, acaba achando-o o melhor material para realização dos amortecimentos de quedas e treinamento de forma geral (SANTOS e MELO, 2001a).

Por outro lado, mesmo havendo esta adaptação, não quer dizer que o corpo não está sendo lesado, pois, segundo Galafassi (1998), as características de um ambiente influenciam diretamente no desempenho de tarefas e atividades, bem como, na saúde de um indivíduo e, no caso específico do Judô, estas características são referenciadas, principalmente, ao tipo de “tatami”.

Os órgãos dos “sentidos” fornecem informações importantes com relação às condições externas e internas, concernentes ao meio e às reações que ocorrem no organismo. Assim, perceber a dor não é apenas um sintoma somático específico, relacionado a uma parte do corpo, mas sim, é um sintoma psicossomático, com reações fisiológicas que interagem com o funcionamento mental, envolvendo sua personalidade, sua motivação, suas emoções e seus fatores cognitivos (BORG, 2000).

Perceber a dor ou o desconforto é uma propriedade do ser humano, a qual, de acordo com Sullivan (2001), embora pareça fácil de ser percebida, não é, pois, o corpo não é apenas um canal passivo para a informação, o sinal de dor passa ao longo da mente, daí então, ela é percebida e modificada. A forma ou quantidade de como a dor é percebida pode sofrer influência cultural de um sujeito, ou seja, do meio em que ele se desenvolve, ou ainda, da sua própria estrutura física e emocional, na medida em que, para algumas pessoas, um dado estímulo pode significar muito, enquanto que para outros, muito pouco. Assim, as respostas ou manifestações de um sujeito, de acordo com Faggionato (2001), resultam das percepções, dos processos cognitivos, julgamentos e expectativas deste.

De acordo com Cruz (2001), a vivência da dor é uma experiência que pode ser ao mesmo tempo individual e coletiva e informa diferentes níveis de interpretação, como segue: “a) como um sofrimento moral, mágoa, pesar, castigo; b) como um desconforto, uma sensação desagradável; c) como um alerta sobre um perigo potencial ou real” (p. 60).

Todos estes níveis de interpretação da dor são passíveis de interferências, principalmente, por variáveis psicológicas.

Em reforço, pode-se utilizar as colocações de Konrad (2002), quando se refere que independente do tipo da dor, crônica ou aguda, conhecida ou não, tem sempre um componente psicológico e este é extremamente variável de pessoa para pessoa e modificado por fatores culturais, étnicos, sociais e ambientais.

Deste modo, pode-se dizer que a dor é uma senso-percepção, isto é, é uma percepção originada de estímulos sensoriais. Ela se inicia com o estímulo das terminações nervosas, percorre o nervo, atinge o sistema nervoso central e chega ao tálamo. Dali, pela cápsula, atinge a córtex do sulco pós-central. Esta é a fase neurológica da dor, que ainda não é percebida. Quando chega ao córtex, a dor se perde neurologicamente, ou seja,

neurologicamente não existe dor. Do outro lado, na fase psíquica da dor, verifica-se que ela se dá à consciência, já identificada, interpretada, localizada, isto é, antes de chegar à consciência ela é intuitivamente construída, a intuição constrói a sensopercepção dolorosa como um modelo de dor. Assim, tem-se duas fases da dor, uma pré-consciente e intuitiva e uma consciente, e é só nesta última que ela passa a existir. Desta maneira, a dor é um fenômeno psíquico, mesmo que tenha sido desencadeado por um estado físico (EUNOFRE, 2002).

Uma das principais contribuições teóricas ao estudo da dor foi a Teoria do Portal (*Gate Control Theory*) de Melzack e Wall (apud CRUZ, 2001), que enfatiza a incidência de aspectos emocionais nos processos dolorosos (percepção da dor). De acordo com esta teoria, a percepção da dor ocorre como um tipo de modulação realizada pela espinha medular do sistema nervoso central e hipotálamo (em função de estimulação sensorial), sobre processos e estímulos dolorosos (inibindo ou estimulando as respostas da dor). Experiências passadas, nível de atenção e outros aspectos cognitivos e emocionais são variáveis que atuam sobre o mecanismo espinhal, de forma a suprimir ou potencializar o registro de dor no cérebro.

A dor é construída, ou seja, os sinais que são transmitidos pela medula são classificados e uma mensagem de dor segue para áreas superiores do cérebro que, por sua vez, examina, filtra as mensagens e decide qual reação tomar. É neste estágio que a mente pode atribuir valor e significado, intensificar ou modificar a percepção referente a dor. Para reduzir o sofrimento da dor, precisa-se traçar uma distinção crucial entre a dor da dor e a dor que se cria através dos pensamentos sobre a dor (DALAI LAMA, 2001).

Looser e Melsak (1999) descrevem, a partir de uma atualização clínica dos aspectos anatômicos, fisiológicos e psicológicos, quatro categorias gerais em que se enquadram os diferentes tipos de dor. Primeira: a nocipção, que está relacionada a detecção de danos nos tecidos responsáveis pela transmissão do estímulo doloroso da medula até o sistema nervoso central; segunda: a percepção da dor, relativa a descrição de uma resposta produzida por um estímulo nocivo, por doença ou mesmo por lesão no sistema nervoso central ou periférico; terceira: sofrimento, relativo a uma resposta negativa à dor, induzida através do cérebro ou através de estados psicológicos aversivos; e quarta: comportamento de dor, relativa às formas de comunicação do estado de dor, através de verbalização, gestos, sons etc.

Em virtude da subjetividade da dor, no sentido dos seus componentes incluírem sensório/discriminado, afetivo/emocional e avaliativo/cognitivo, Doleys (2002) enfatiza que à subjetividade, se tem conferido um grau de imprecisão que pode dificultar investigações científicas e validação consensual.

Por outro lado, muito se tem investigado em diferentes linhas de pesquisa, quanto aos aspectos relacionados a dor. Tais investigações vão desde o entendimento dos processos cerebrais que desencadeiam sensações desconfortáveis, até detectar variáveis que desencadeiam desconforto físico, podendo influenciar no cotidiano laboral.

Melzack (1999) com relação ao funcionamento/processamento do cérebro tem discutido o papel dos neurosinais e neuromatrix no fenômeno da dor; Tononi e Edelman (1998) levantam a hipótese da dinâmica das cores e grupos funcionais como fator de amenizar sensações dolorosas; Beckley e Hubscher (1995) discutem a função global *versus* a específica, responsável pela indução do sinal doloroso para o cérebro.

Com o intuito de verificar como as pessoas percebem a dor, Kakigi e Watanabe (1996) realizaram um estudo para verificar a mudança da percepção da dor a partir de estímulos diferentes na pele periférica de humanos e encontraram respostas diferentes para a periferia de pés e mãos e mudanças significativas na amplitude do escore da dor, quando havia estímulo visual no experimento.

Johansson e outros (2001) fizeram um estudo para relacionar a magnitude física da percepção subjetiva aplicada à pressão para determinar o desconforto nas mãos. Mediante a aplicação de módulos de magnitude livre aplicado em três pontos da mão (dedos, palmas e peito da mão), detectaram que os dedos foram a parte que mais suportou pressão. Estes resultados são de extrema importância para o *design* de ferramentas manuais.

Quando se trata de nocipção relacionadas a diferentes formas de percepção da dor periférica, pode-se citar Rose e outros (2000) que realizaram um estudo no qual um dos objetivos foi o de investigar a percepção da dor muscular ou articular, através da escala CR-10 de Borg, em uma tarefa estática de suportar um peso pendurado no punho, estando o braço e antebraço superextendido sobre um apoio. Detectaram que aqueles que tinham maior mobilidade articular sentiam dores nas articulações, enquanto que os mais “fortes” sentiam dores originariamente vindas da musculatura.

Ebe e Griffin (2000) desenvolveram um modelo qualitativo para avaliar o desconforto global sentado que incluíam características dinâmicas e estáticas no sentar. Os experimentos realizados em diferentes tipos de acentos que caracterizavam as situações estáticas (com encosto) e dinâmicas (sem encostos) e diferentes frequências de vibrações no eixo vertical, confirmaram que o julgamento sobre desconforto da posição sentada, de forma geral, pode ser efetuado por ambas as características, cujo efeito depende da magnitude da vibração: quando a magnitude da vibração for baixa, o desconforto foi dominado pelos fatores estáticos do sentar e quando a magnitude aumentou, o desconforto começou a ser dominado por fatores dinâmicos.

Vergara e Page (2002) analisaram a relação da curvatura lombar, da inclinação pélvica e da mobilidade da coluna vertebral com o desconforto lombar quando se está sentado em

uma cadeira. Diferentes cadeiras e diferentes posturas foram usadas no experimento e, após diferentes tipos de análise (fatorial, multivariada e regressão), os resultados demonstraram que a postura adotada pelo sujeito é um bom indicador de desconforto e que a postura lordótica com a pélvis para frente a baixa mobilidade da coluna são as principais causas do aumento do desconforto na posição sentada.

Duarte (2001) desenvolveu um estudo com o objetivo de entender o significado de dor em trabalhadores de enfermagem que apresentavam queixas de algias na coluna vertebral. Após um acompanhamento investigativo em uma abordagem holístico-ecológica, a pesquisadora mostrou que os desconfortos corporais dos sujeitos estão relacionados ao esforço físico, ao levantamento de peso, à execução de movimentos repetitivos, a posturas realizadas de modo inadequado, aos aspectos ergonômicos e aos conflitos psico-emocionais.

Moraes (2002) realizou um estudo com o objetivo de identificar as cadeias musculares comprometidas em motoristas de transporte coletivo e sua relação com o posto de trabalho. Detectou que a atividade realizada pelo motorista provoca níveis de acometimentos músculo-esqueléticos, produzindo desconforto corporal influenciando significativamente na qualidade de vida destes trabalhadores.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Características da pesquisa

O presente estudo foi realizado, simultaneamente, sob dois enfoques, conforme os propósitos da pesquisa: a) *Pesquisa exploratória* - com intuito de testar características de impacto e a mecânica: impactos (*g*), impactos normalizados pelo peso corporal (PC), índices de conforto e coeficiente de restituição de diferentes “tatamis”; e b) *Pesquisa descritiva diagnóstica de campo* - para verificar a percepção de desconforto físico de judocas causado nas execuções de “ukemis” em diferentes tipos de “tatamis”.

A pesquisa exploratória foi realizada no Laboratório de Biomecânica do Centro de Educação Física e Desportos da Universidade do Estado de Santa Catarina e a pesquisa descritiva diagnóstica foi realizada com judocas praticantes no “dojô” do Instituto Estadual de Educação e com praticantes no “dojô” da Universidade Federal de Santa Catarina.

3.2 Sujeitos de pesquisa

Neste estudo, os sujeitos foram agrupados em duas categorias, correspondendo às características do estudo: a) materiais (“tatamis”); e b) humanos (judocas).

3.2.1 “Tatamis” testados

Foram selecionados, de forma intencional, sete “tatamis”. O critério utilizado para a seleção foi: quanto aos sintéticos por serem os mais comercializados para a prática do judô e quanto ao de palha, pela tradição e preferência por grande parte dos judocas catarinenses (SANTOS e MELO, 2001).

Os “tatamis” selecionados apresentam as seguintes especificidades:

a) “tatami” “A” - sintético tradicional com placa de copolímero etileno acetato de vinila (EVA), texturizado e siliconizado, medindo 199,0 x 99,0 x 4,0 cm;

b) “tatami” “B” - modelo Vinisoft Sintético, com duas placas de copolímero etileno acetato de vinila (EVA), recheado com espuma aglomerada AG 100, coberto com lona vinílica, medindo 200,0 x 100,0 x 3,5 cm;

c) “tatami” “C” - de palha de arroz prensada e costurada, coberta com lona de algodão, medindo 176,0 x 89,0 x 6,0 cm;

d) “tatami” “D” - de espuma reconstituída de grânulos de poliuretano reciclados de 0,8 cm de diâmetros aglutinada com adesivo de poliuretano especial bicomponente, coberto por

lona de vinil impermeável com base de látex antiderrapante, com dimensões de 200,0 x 100,0 x 3,8 cm;

e) três (“E”, “F” e “G”) “tatamis” emborrachados EVA, antialérgico, inodoro e atóxico, cujas dimensões são: “tatami” “E” - 189,0 x 99,0 x 3,0 cm, com densidade de 142 Kg/m³; “tatami” “F” – 199,0 x 100,0 x 4,0 cm, com densidade de 113 kg/m³; e “tatami” “G” - 200,0 x 100,0 x 3,2 cm.

3.2.2 Participação de judocas

A participação de judocas, também foi efetivada em duas etapas: na pesquisa em laboratório e pesquisa de campo.

Na *Pesquisa em Laboratório* participaram dois sujeitos, selecionados de forma casual sistemática, dentre judocas, que se prontificaram a participar do estudo, sendo um deles o “tori” com ótima execução da técnica “Ippon-Seoi-Nague” (Figura 6) e o outro o “uke”, também com ótima execução do “Zempo-Kaiten-Ukemi” (Figura 4 – item 2.1.).

A técnica “Ippon-Seoi-Nague” foi escolhida de forma intencional em função de que, para sua execução, não se faz necessário a utilização do “wagui”, tendo em vista que o “tori” passa o seu braço por baixo do braço direito do “uke” para apoiar o quadril e executar a projeção propriamente dita.

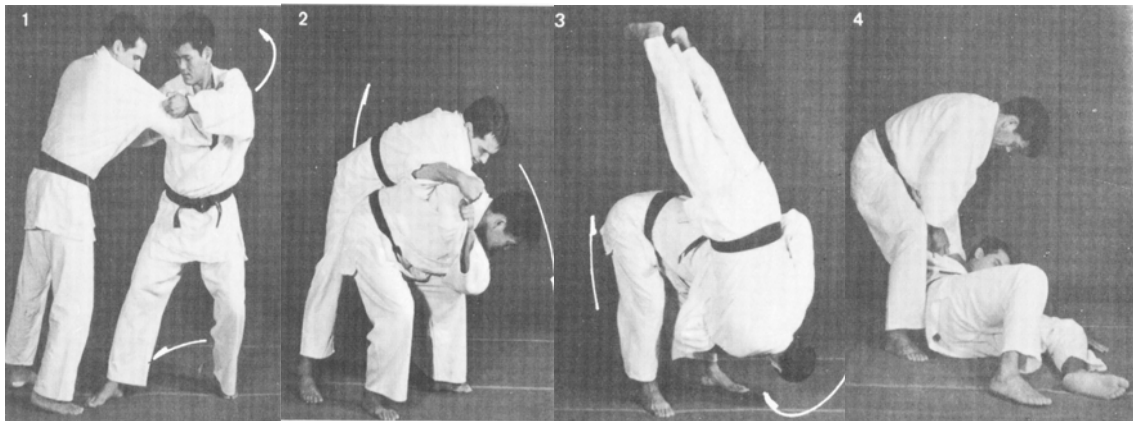


Figura 6 – Técnica de projeção “Ippon-Seoi-Nague”

Fonte: Alvim (1975, p. 26)

Na *Pesquisa de Campo* foram selecionados de forma casual sistemática 63 judocas que praticavam judô no Instituto Estadual de Educação e no projeto de extensão para maiores de 14 anos da UFSC, assim distribuídos: 12 do sexo feminino e 51 do sexo masculino, com as seguintes graduações: 2 faixas azuis; 10 faixas amarelas; 14 faixas laranjas; 9 faixas verdes; 13 faixas roxas; 11 faixas marrons e 4 faixas pretas, cujas características de idade, peso e tempo de prática, estão dispostos na Tabela 1.

Tabela 1 – Características dos judocas participantes da pesquisa de campo

	Média	Mínimo	Máximo	Desvio Padrão	Coeficiente de Variação
Idade (anos)	18,46	12	42	5,3	29,25
Massa (Kg)	66,12	42	130	14,75	22,31
Tempo de Prática (anos)	6,69	02	20	4,45	66,44

Analisando as características da amostra, percebe-se que no tempo de prática e nas graduações (faixas), o grupo é heterogêneo, cuja variabilidade do tempo de prática, considerando o critério de Gomes (1990), é muito alta (CV=66,44%). Todavia, acredita-se que esta variabilidade do tempo de prática não tenha interferido na qualidade dos “ukemis”, tendo em vista que dois anos é mais do que o suficiente para o domínio deste fundamento técnico.

3.3 Instrumentação

3.3.1 Parte laboratorial

Para esta etapa da pesquisa foi utilizada a seguinte instrumentação: 1) o Sistema *Peak Motus* (variáveis cinemáticas de tempo de execução e velocidades dos segmentos corporais); 2) uma Plataforma de Força (forças de reação do solo); 3) dois Acelerômetros (um para medida de impactos e vibrações; outro acoplado ao pêndulo balístico); e 4) um Pêndulo Balístico Instrumentado (coeficiente de restituição), conforme descritos a seguir.

3.3.1.1 Sistema *Peak Motus*

A análise das características cinemáticas (tempo de execução e velocidade dos segmentos corporais), da queda (“Zempo-kaiten-ukemi”), foi realizada mediante a captura e digitalização das imagens, utilizando-se o Sistema de Videografia da *Peak Performance Technologies Inc.*, denominado *Peak Motus*, na versão 4.0.2, que é um sistema de registro e análise de imagens. Por meio deste equipamento é possível a reconstrução tridimensional de um objeto e, com base em cálculos pelo Método DLT (*Direct Linear Transformation*), o sistema permite reconstruir o modelo desejado no espaço a partir de imagens bidimensionais.

O sistema é composto por: a) um quadro de referência; b) quatro câmeras de vídeo Panasonic de alta frequência (60 a 180 quadros/s); c) uma unidade de controle com sincronizador; d) uma ilha de edição Sanyo modelo GVRS955; e f) uma estação de trabalho – Pentium II, 300 MHz.

3.3.1.2 Acelerômetros

Para medir os impactos e vibrações resultantes das colisões de segmentos corporais do atleta (mão, quadril e pé) contra sete diferentes tipos de “tatamis”, utilizou-se um acelerômetro piezoelétrico triaxial, do Tipo 4321 (Figura 7), da Brüel e Kjaer, confeccionado de titânio, com dimensões de 28,6 x 28,6 x 17mm, com capacidade máxima de choque de 10000 m/s² ou 1000 g, massa de 56,1 g, e frequência natural de 40 kHz. Para as medidas realizadas com o pêndulo balístico, utilizou-se um acelerômetro piezoelétrico, fixado na esfera (Figura 12), uniaxial do Tipo 4366 (Figura 8), da Brüel e Kjaer, confeccionado de titânio, com dimensões de 1,9 x 1,6 mm, com capacidade máxima de choque de 50000 m/s² ou 5000 g e massa de 28,08 g, frequência natural de 39 kHz.

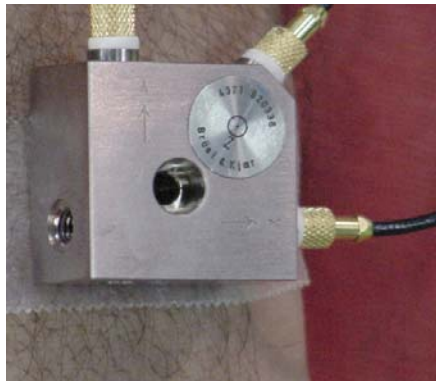


Figura 7 - Acelerômetro Triaxial da Brüel e Kjaer Tipo 4321



Figura 8 - Acelerômetro Uniaxial da Brüel e Kjaer Tipo 4366

3.3.1.3 Plataforma de Força

Para as medições das forças de reação do solo frente aos impactos resultantes das colisões do corpo do judoca contra o “tatami”, foi utilizado uma plataforma de força Modelo OR6-5-2000 AMTI (*Advance Mechanical Technology, INC.*) (Figura 9), com dimensões de 46,4 x 50,8 cm, que é o equipamento básico mais utilizado em dinamometria e que registra, fundamentalmente, as forças de reação do solo e os pontos de aplicação destas forças.

A plataforma de força mede simultaneamente três forças (\vec{F}_x , \vec{F}_y , e \vec{F}_z) e três momentos de força (\vec{M}_x , \vec{M}_y e \vec{M}_z), e permite o cálculo da posição do ponto de aplicação (\vec{D}_x e \vec{D}_y) da força resultante e o torque (\vec{T}_z) ou momento livre, aplicado em torno do eixo Z (vertical).

Neste tipo de plataforma, as forças e momentos são medidos por transdutores do tipo *strain gauges*, e os limites de carga desta plataforma são de 10.000 *N* aplicados na direção vertical (z) e 4000 *N* aplicados nas direções horizontais (x e y). Os sinais de saída são amplificados por um fator de 1000 a 4000 *N* e transformados em sinais digitais por um conversor analógico-digital de 12 *bits*. O sistema de coordenadas cartesianas das plataformas consiste no eixo Z (vertical), com os eixos X e Y ortogonais a ele.



Figura 9 – Plataforma de Força OR6-5 AMTI montada no solo

3.3.1.4 Pêndulo balístico instrumentado

Para as medições do coeficiente de restituição dos diferentes “tatamis” foi construído um instrumento, nomeado de pêndulo balístico instrumentado (Figura 10).

O instrumento construído consiste de uma esfera maciça, com diâmetro de 0,082m, presa a uma haste rígida com comprimento total de 0,92m. O conjunto esfera-haste possui uma massa total de 4,0 kg. Na extremidade posterior da haste é colocada uma escala polar (Figura 11), que pode ser movimentada angularmente através do eixo de fixação e um sensor óptico disposto sobre a base, permitindo obter os valores das variações angulares ($\Delta\theta$), em relação à linha horizontal que passa pelo centro de massa do conjunto esfera-haste e o eixo de fixação no momento do impacto com o “tatami”. Sobre a esfera foi fixado um acelerômetro uniaxial, do tipo 4366 da Bruël e Kjaer responsável pela captação do sinal do impacto em função do tempo (Figura 12).

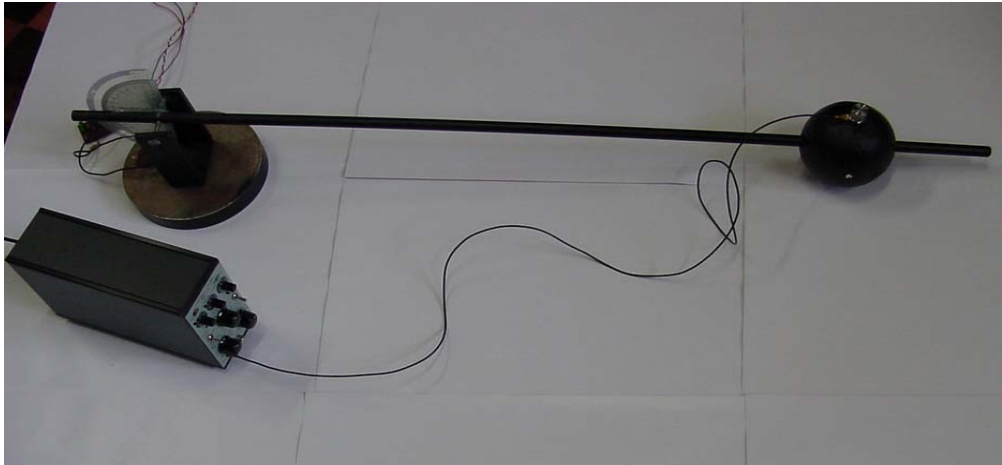


Figura 10 – Pêndulo balístico instrumentado

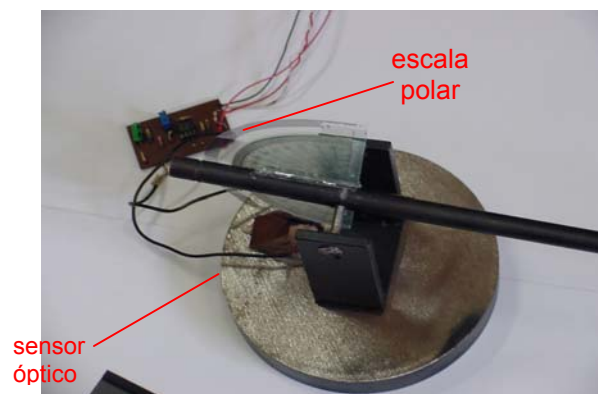


Figura 11 – Escala polar e sensor óptico do pêndulo balístico



Figura 12 – Acelerômetro fixado no Pêndulo balístico instrumentado

3.3.2 Pesquisa de campo

Para a pesquisa de campo foi utilizada uma Escala de Percepção Subjetiva de Desconforto (Apêndice A). Este instrumento foi adaptado da escala de motivação de Martins e Duarte (1996) sendo que, para a adaptação, utilizou-se o pressuposto de Sellitz e outros (1975, p. 391) no que concerne a escalas, “dar, aos indivíduos, posições numéricas que

permitam distinções de grau”. A escala denominada como Escala de Percepção de Desconforto Corporal, é composta de dados de identificação e de quatro figuras de expressão facial, com escala respectiva de números inteiros de 1 a 4, para cada um dos setes “tatamis” a serem submetidos aos “ukemis”.

3.4 Procedimento para coleta dos dados e tratamento dos sinais

3.4.1 Pesquisa laboratorial

Tendo em vista os diferentes instrumentos (Sistema de análise de imagens, Acelerômetro, Plataforma de Força e Pêndulo Balístico Instrumentado), para facilitar o entendimento, foi utilizada uma metodologia diferenciada de apresentação, na medida em que desde a fase preparatória até o tratamento dos sinais, cada sistema está apresentado em uma seqüência única. Apenas o agendamento (1); o termo de consentimento (2) e a colocação dos “tatamis” sobre a plataforma (3), estão apresentados inicialmente, pois foram sempre os mesmos judocas e os mesmos tipos de “tatamis” colocados na mesma posição sobre a plataforma de força, para a coleta dos dados.

Deste modo, os procedimentos para cada sistema serão apresentados nesta ordem: 1) calibração do sistema; 2) preparação do modelo; 3) procedimentos para a coleta dos dados; e 4) processamento dos dados e tratamento dos sinais.

1) Agendamento

Inicialmente agendou-se com dois judocas, a realização do estudo piloto e posteriormente, haja vista o comportamento dos atletas (fadiga) no estudo piloto, agendou-se as datas, com intervalo de sete dias para cada coleta propriamente dita.

2) Obtenção do termo de consentimento informado

A partir da seleção dos sujeitos, foi apresentado um formulário de consentimento informado (Anexo A), para que os “tatamis” fossem testados quanto aos “ukemis” em laboratório. Foi assinado em setembro de 2000, período este em que o projeto foi submetido à análise do Comitê de Ética da UFSC, atendendo o que dispõem as Resoluções 196 e 251, de 07/08/97 do Conselho Nacional de Saúde. A aprovação do projeto pelo Comitê de Ética deu-se em 06/09/2000 (Anexo B).

3) Colocação dos “tatamis” sobre a plataforma

Em virtude das dimensões da plataforma (46,4 x 50,8 cm), todos os “tatamis” foram colocados sobre esta, de modo que a plataforma ficasse colocada exatamente sob o centro do “tatami”.

3.4.1.1 Sistema *Peak Motus*

1) Calibração

A calibração das câmeras para se utilizar o sistema *Peak Motus*, foi realizada utilizando-se o calibrador padrão produzido pela *Peak Performance Inc.*, que consiste em uma estrutura com oito hastes e 25 pontos de controle (Figura 13). Suas dimensões são de 2,2 m na direção X e Y e 3,5 m na direção Z, foram posicionadas entre as duas plataformas de força. Com este procedimento definiu-se o espaço para a filmagem da projeção e queda da técnica “Ippon-Soi-Nague”.

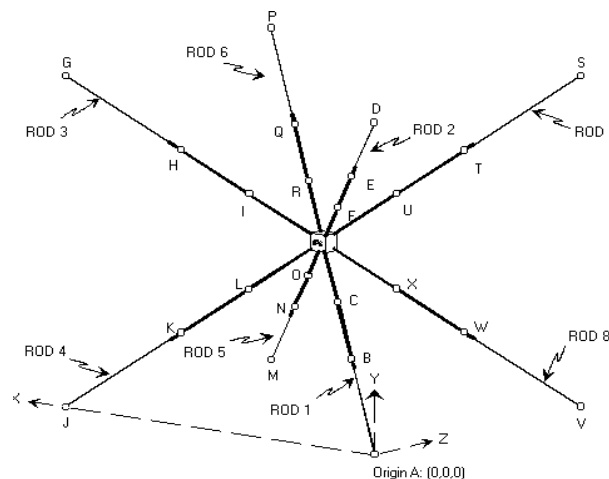


Figura 13 – Calibrador padrão da *Peak Performance Inc.*

Fonte: Manual da *Peak Performance Inc.* (2000)

2) Preparação dos modelos para filmagem

Face ao tipo de marcador reflexivo utilizado para as filmagens, os judocas não puderam vestir o “kimono”, e sim, um calção de banho. Com esta vestimenta foram demarcados os pontos da articulação têmporo-mandibular direita e esquerda e outros seguindo os critérios de projeção do eixo frontal da articulação sobre a pele, de Kalfhues e Groh apud Riehle (1976), sendo estes: 4,9 cm do canto superior distal do acrômio direito e esquerdo; 1,1 cm da fenda lateral proximal da articulação do cotovelo direito e esquerdo; 1,1 cm da ponta distal do processo estilóide radial direito e esquerdo; 0,3 cm da ponta distal do trocânter direito e esquerdo; 2,6 cm da fenda proximal da articulação do joelho direito e esquerdo; e 1,3 cm da ponta distal do maléolo medial, conforme a Figura 14.



Figura 14 – Pontos anatômicos demarcados com refletores

3) Procedimentos para a coleta dos dados

Realização de um aquecimento prévio e a filmagem propriamente dita, foi realizada com uma frequência de 60 Hz, com tempo total de tomada dos sinais de 4 s.

4) Processamentos dos dados e tratamento dos sinais

Foram digitalizados os pontos de interesse demarcados com os marcadores reflexivos e suas coordenadas filtradas e transformadas, mediante o filtro digital *Fourier* do tipo *Butterworth*, nas coordenadas brutas dos pontos de interesse no sujeito.

3.4.1.2 Acelerômetro

1) Calibração

Os acelerômetros da Brüel e Kjaer são calibrados na fábrica e acompanhados pelo relatório completo de calibração, e quando bem guardados e utilizados, suas características permanecem imutáveis durante um longo período de tempo. No entanto, em função da idade de acelerômetro (18/01/1980) cedido pelo DEM/CTC/UFSC e por não se ter conhecimento da forma como este tinha sido manuseado até então, e ainda, seguindo as recomendações do fabricante quanto às verificações periódicas de sua sensibilidade, é que se efetuou o teste do acelerômetro triaxial Tipo 4321.

A verificação dos valores de calibração do mesmo foi realizada no Laboratório de Vibrações do DEM/UFSC, utilizando-se: um pré-amplificador Tipo 2635 da Brüel e Kjaer, estando no ganho de 10mV/ms^{-2} ; um calibrador do tipo 4294 da Brüel e Kjaer e um

osciloscópio IWATSU-SS-5702. Testados os três eixos (x, y e z), os valores originais de aceleração foram confirmados.

Para maior segurança, com relação à validade dos dados coletados e para comprovar que o local onde foi fixado o acelerômetro não interferiu no sinal adquirido, fez-se o teste de vibração livre de ressonância nos três eixos, fixando o acelerômetro nos locais determinados para a coleta de dados (punho, quadril e tornozelo), utilizando um analisador de sinal dinâmico (Hewlett Packard); um pré-amplificador do Tipo 2635 da Brüel e Kjaer e um martelo de análise modal.

O teste consistiu em excitar o acelerômetro com o martelo, nos três segmentos corporais e nos três componentes, para ver se estas frequências não estavam sendo excitadas na frequência dos segmentos corporais durante os impactos contra os “tatamis”. O resultado do teste encontra-se no Quadro 3 do Estudo Piloto – Apêndice B.

Comparando-se as frequências obtidas no teste de vibração livre, com alguns espectros no domínio de frequência obtidos das medições em diferentes segmentos corporais (punho, quadril e tornozelo), pode-se dizer que o local de fixação do acelerômetro, assim como a frequência natural do conjunto acelerômetro e os diferentes segmentos mensurados, não “mascararam” os níveis de aceleração reais medidas.

Para se verificar a repetitividade da técnica e conseqüentes medidas de aceleração, realizou-se dez medidas com o acelerômetro fixado em cada segmento corporal, em um tipo de “tatami”. Os dados corrigidos, transformados (fatores de correção e aceleração da gravidade - g) e analisados (Quadros 5, 6 e 7 do Estudo Piloto – Apêndice B), afirmam que dez projeções, avaliando cada segmento corporal, são suficientes para os dados serem analisados.

2) Preparação do modelo

O acelerômetro era fixado com fita adesiva (Figura 15), de forma que não houvesse movimento do acelerômetro sobre o local fixado. Os pontos fixação foram: no punho, sobre a articulação radioulnar distal esquerda (Figura 16); no quadril, na porção superior da crista ilíaca direita (Figura 17); e na perna, dois centímetros proximais ao maléolo medial esquerdo (Figura 18).



Figura 15 – Forma de fixação do acelerômetro

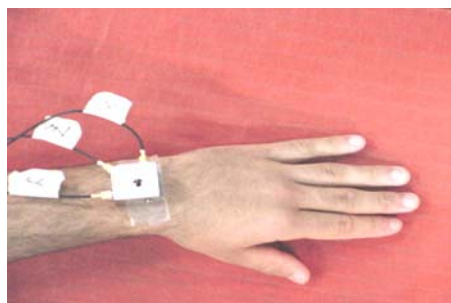


Figura 16 – Ponto de fixação do Acelerômetro no punho



Figura 17 – Ponto de fixação do Acelerômetro no quadril

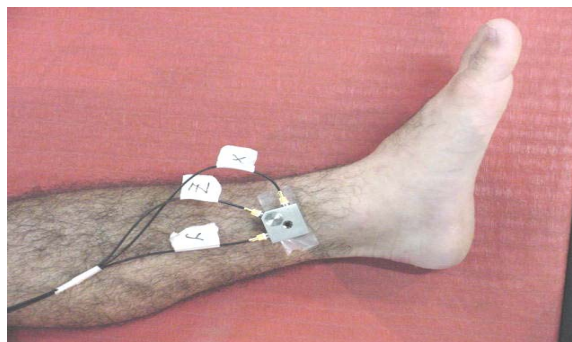


Figura 18 – Ponto de fixação do Acelerômetro no tornozelo

3) Procedimentos para a coleta de dados

Conforme constatado no estudo piloto (Apêndice B), fez-se necessário, além do aquecimento e alongamento, a execução de projeções e quedas (pelo menos cinco), para que os atletas se adaptassem tanto ao local de aquisição, quanto à movimentação, utilizando acelerômetro e cabos fixados no “uke”.

Em todos os dias agendados, as coletas foram antecipadas da realização de um aquecimento prévio, livre; os judocas eram alertados para estarem atentos com os cabos do acelerômetro e para que os mesmos não fossem dobrados e/ou desconectados; antes da execução subsequente, era certificado do êxito de todas as aquisições simultâneas (sistema de imagens, plataforma de força e acelerômetro); a cada projeção aguardava-se um comando para iniciar a próxima aquisição.

Foram obtidos sinais de dez projeções e quedas, com êxito, em cada segmento corporal e em cada um dos sete tipos de “tatamis”, com uma frequência de aquisição de 5000 Hz e tempo total de aquisição de 4 s.

4) Processamento dos dados e tratamento dos sinais

Os sinais captados pelo acelerômetro triaxial, fixados nos diferentes segmentos corporais, foram analisados em dois momentos. Deste modo, o tópico 4a) trata dos sinais referentes às magnitudes dos impactos em g ; e o tópico 4b) trata do procedimento para o tratamento de sinais para o cálculo dos índices de conforto (A , θ e $jerk$).

4a) Tratamento dos sinais referentes aos impactos

Quando da colisão de cada segmento corporal, a carga elétrica gerada pelo transdutor piezoelétrico nas três direções, conforme representado na Figura 19, passava por intermédio de cabos, um para cada direção de eixo (x , y e z), para pré-amplificadores respectivos e estes, por sua vez, para um divisor resistivo de $\frac{1}{2}$, para evitar saturação. Este estava acoplado a um sistema de terminais com divisores onde o sinal era adquirido com uma saída de ± 6 volts. A aquisição, propriamente dita, foi feita por um microcomputador CIO-DAS 1601, com 12 *bits* de resolução, com 16 canais *abs* e oito diferenciais, processados pelo programa gráfico SAD 32 -Sistema de Aquisição de Dados (1997).

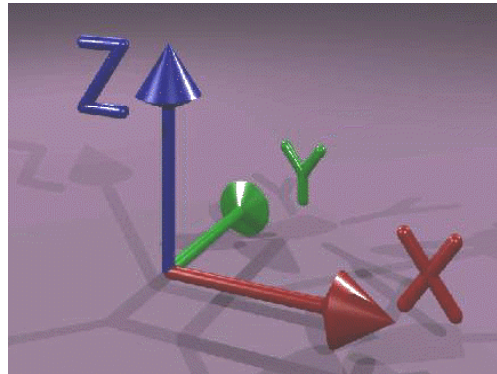


Figura 19 – Sistema de coordenadas utilizado

Os sinais captados, via pré-amplificadores e processados no SAD 32 (1977), apresentaram-se em mV/s e foram corrigidos pelo divisor resistivo de $\frac{1}{2}$, pelos fatores de correção, distintos para os diferentes segmentos corporais e diferentes tipos de “tatamis” (Quadro 2) e multiplicados por $9,81m/s^2$ para serem transformados em unidades de aceleração da gravidade (g).

Seg. Corporal	Tipo de “tatami”	x (mV)	y (mV)	z (mV)
Punho	“A”, “B”, “C” e “E”	1,0	1,0	3,16
	“D”, “F” e “G”	1,0	10	1
Tornozelo	Todos	10	10	1
Quadril	“B”, “C” e “E”	10	100	10
	“A”, “D”, “F” e “G”	10	10	10

Quadro 2 – Fatores de correção dos acelerômetros

Os valores para os cálculos da magnitude dos impactos foram obtidos nos picos das curvas, conforme apresenta a Figura 20. O critério adotado foi à magnitude do pico maior.

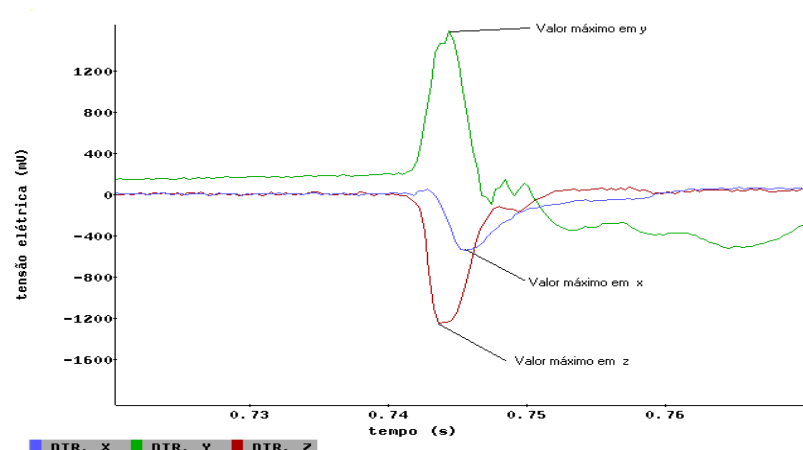


Figura 20 - Representação gráfica dos valores de impacto nos eixos x, y e z

Para as análises dos tempos de impactos, os valores desses foram obtidos com o seguinte critério: obtenção do tempo inicial e do tempo final de cada curva, conforme apresenta a Figura 21. O valor de tempo do impacto, propriamente dito, resulta da subtração entre o tempo final e o tempo inicial ($t_F - t_I = t_i$).

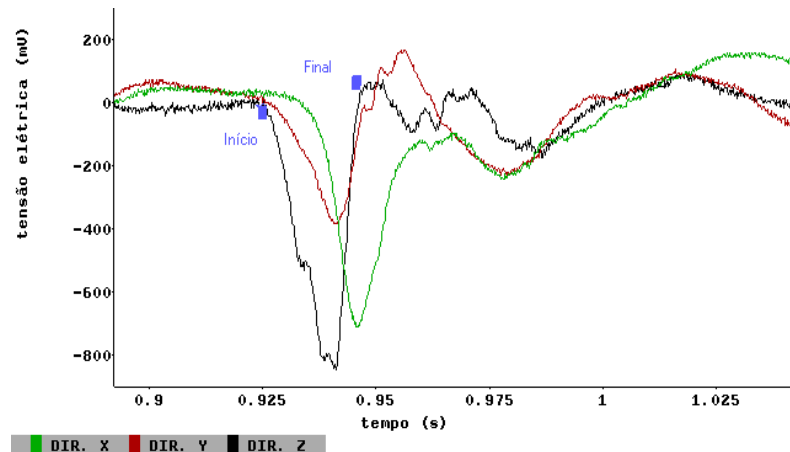


Figura 21 – Representação gráfica do critério utilizado para retirar das curvas o fator tempo inicial e tempo final

4b) Tratamento de sinais para o cálculo dos índices de conforto (A , θ e *jerk*)

Para que a avaliação das magnitudes alcançadas pela *jerk* durante a realização do evento pudesse ser procedida em qualquer instante da duração do evento foi necessário derivar, em relação ao tempo, as curvas de aceleração medidas via acelerometria. Sendo o sinal coletado de natureza discreta, o processo de diferenciação pôde ser acompanhado através do Método das Diferenças Finitas. Porém, os instantes de tempo nos quais a avaliação da *jerk* poderia ser procedida, ficaram condicionados à taxa de aquisição utilizada na coleta dos dados.

Uma abordagem alternativa, e aqui considerada proveitosa, diz respeito à parametrização da curva de aceleração medida através da utilização de uma equação com dois parâmetros incógnitos. Tal parametrização fornece uma equação explícita que, com a utilização dos parâmetros ajustados para um dado “tatami”, é capaz de reproduzir a curva experimentalmente medida para aquele “tatami”. Se a equação explícita obtida for contínua e diferencial em seu domínio, e sua derivação ser definida, pode-se avaliar a magnitude da *jerk* em qualquer instante do tempo de duração do evento, simplesmente calculando-se o valor da derivada analítica da aceleração no instante considerado. Então, adicionalmente, esta abordagem implica na determinação de dois parâmetros (A e θ) de ajuste para parametrizar a curva de aceleração de cada “tatami”, parâmetros estes que acabam por caracterizar o “tatami” em estudo, pela resposta apresentada no corpo humano (a resposta registrada pela curva de aceleração).

Tratamento realizado

1) A partir da observação da forma das curvas de aceleração registradas para cada segmento corporal monitorado, adotou-se os seguintes procedimentos:

- a) selecionou-se a função com parâmetros incógnitos (A e θ), capaz de reproduzir o mais aproximadamente possível o registro original;
- b) as curvas de aceleração registradas foram importadas para um *software* de matemática (MATLAB5, 1999), no qual a parametrização foi realizada;
- c) a parte do registro anterior ao início do evento propriamente dito foi removida, de forma que o zero da representação cartesiana do sinal passou a coincidir com o zero do evento em análise. Assim, a função selecionada para ser ajustada não necessitava de um período inicial de repouso; e
- d) com os parâmetros ajustados, a curva calculada era “graficada” sobre a curva original para fins de verificação da reprodução pretendida.

2) A par desta função partiu-se para a identificação dos parâmetros incógnitos seguindo-se critérios definidos.

A variação dos parâmetros incógnitos na equação de ajuste determina a função que representa a curva calculada. Por exemplo, um alto valor do parâmetro (θ) indica uma progressão suave da curva, ao passo que o parâmetro (A) tem efeito direto na amplitude da função calculada.

No processo de ajuste, foi dada atenção especial na obtenção dos seguintes fatores: a) sobreposição entre a curva medida e a curva calculada (ajustada) fundamentalmente no período de carga do evento; e b) reprodução do valor pico de aceleração.

Estes fatores determinaram o grau de reprodução obtido. O critério de avaliação do ajuste utilizado foi, então, baseado na capacidade de reprodução obtida pela curva de aceleração calculada no trecho de carga do evento. A avaliação do grau de reprodução obtido residiu na observação visual da sobreposição das curvas medidas e calculadas. A apresentação digital de ambas as curvas sobrepostas implica que, nos trechos onde ocorre colinearidade, apenas uma das cores identificadoras das curvas pode ser “graficada”.

3) Atribuindo os valores dos parâmetros determinados (valores médios por “tatami”) à equação de ajuste particulariza-se uma equação de ajuste por “tatami”. A derivação desta equação fornece uma expressão analítica para o cálculo da média da *jerk* do “tatami”.

Para cada “tatami” foram ajustadas 10 equações representando 10 quedas no “tatami”. Assim, obteve-se 10 valores para cada um dos dois parâmetros (A e θ) envolvidos no ajuste. Substituindo o par de valores obtido para uma determinada curva na equação de ajuste, e derivando esta equação com respeito ao tempo, a taxa de mudança da aceleração para esta

curva foi obtida. Feito isto com relação a cada uma das 10 quedas em um mesmo “tatami”, 10 magnitudes de *jerk* foram obtidas. A média ponderada destas magnitudes foi assumida como a *jerk* característica da interação entre o corpo humano e o “tatami” considerado.

Parametrização das curvas

a) Sistema mão-pulso

Para reproduzir os registros da aceleração obtida para o segmento corporal mão, a equação de Rayleigh é considerada apropriada, considerando-se, fundamentalmente, sua capacidade de rápido crescimento e retorno amenizado, de acordo com os valores atribuídos a seus parâmetros. A aceleração em função do tempo ($f(t) = \ddot{x}$) registrada experimentalmente no sistema mão-pulso foi, então, parametrizada através da equação (03) abaixo:

$$f(t) = A.t.\exp\left[-\left(\frac{t}{\theta}\right)^2\right] \quad (03)$$

onde: A – parâmetro que quantifica a Amplitude da resposta; e θ - parâmetro de forma da equação.

O fato de o critério ser baseado na sobreposição das curvas medidas e calculada no tempo de carga do evento possibilitou a utilização da equação proposta, pois, no trecho correspondente ao carregamento do evento, a curva original foi bem reproduzida pela equação (03) adotada, conforme pode ser visualizado na Figura 22.

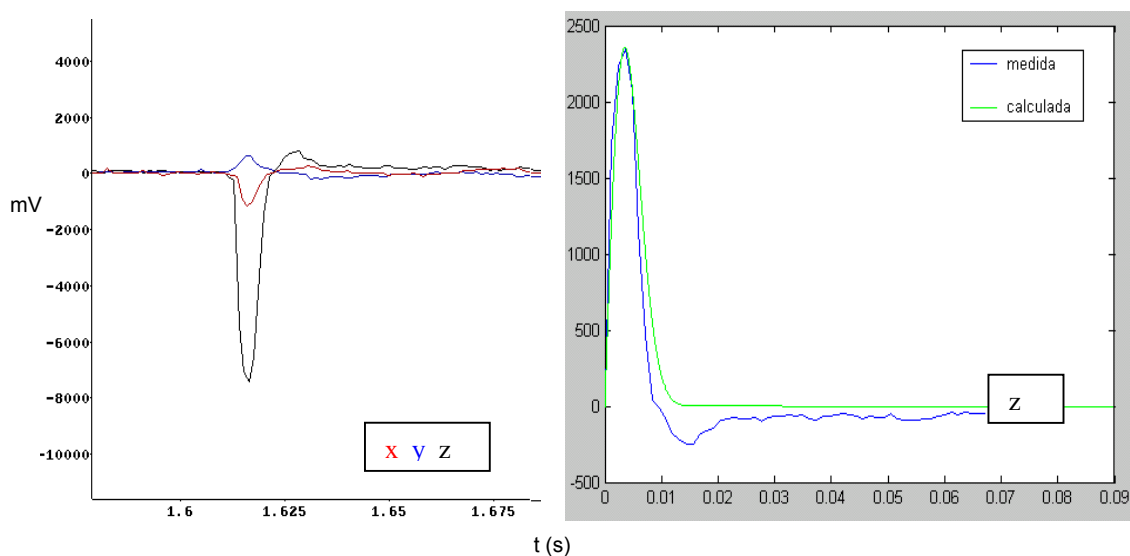


Figura 22 – Exemplo de uma medida e da representação gráfica do ajuste obtido para uma curva do sistema corporal mão (eixo z)

Para que a curva parametrizada seja ajustada à curva originalmente coletada, os parâmetros de ajuste devem contemplar implicitamente informações concernidas com as características vibratórias do corpo humano, bem como, indicativos das características físicas das superfícies testadas. Como observado anteriormente neste trabalho, o estudo desenvolvido está focado mais na análise do fenômeno de interação corpo humano/"tatami", do que na análise individual e separada de um destes.

Através da parametrização, duas novas informações são prontamente agregadas à caracterização do fenômeno em estudo. Uma, o parâmetro (A) diretamente ligado à máxima amplitude de aceleração alcançada durante a interação corpo/"tatami"; e a outra, o parâmetro de forma (θ), contemplando informações compostas entre características vibratórias do corpo humano (segmento estudado) e características físicas da superfície testada.

O trecho de carga é a parte da curva calculada que foi utilizada na avaliação exata da taxa de aceleração de cada superfície, uma vez que este é o período do fenômeno no qual a carga é transferida ao organismo e, assim, o período onde acredita-se que pode ocorrer dano. Através da parametrização, para cada superfície testada, obteve-se uma fórmula explícita representando a resposta do segmento considerado ao impacto na superfície. A obtenção desta expressão analítica possibilita, por sua vez, a avaliação exata da taxa de mudança da aceleração em qualquer instante do evento, através do cálculo de sua derivada analítica. Derivando-se a equação proposta (03) em relação ao tempo, obteve-se:

$$\frac{df(t)}{dt} = A.e^{-\left(\frac{t}{\theta}\right)^2} + A.t.\left(\frac{-2.t}{\theta^2}\right).e^{-\left(\frac{t}{\theta}\right)^2} \quad (04)$$

Com esta expressão avaliada pode-se, então, caracterizar a interação corpo/"tatami" para cada superfície testada, implicando em uma caracterização indireta de cada "tatami" quanto à *jerk* ocorrente quando de sua utilização, assim, um determinado instante de tempo deve ser escolhido para a avaliação da equação (04). Sendo a 3ª derivada da trajetória deslocamento-tempo, a magnitude da *jerk* indica o grau de inclinação da curva da aceleração no instante t escolhido para a avaliação desta variável. Através de observações visuais é aparente que no instante correspondente à metade do tempo de carga, distintas inclinações das curvas de aceleração são obtidas para distintos "tatamis". Este instante foi escolhido como forma de padronizar o procedimento de avaliação da magnitude da *jerk* para todas superfícies testadas, porque reflete outros dois fatos: (1) geralmente neste trecho as curvas calculadas ajustam-se fielmente às curvas medidas; e (2) acredita-se que na metade do período de carregamento, menores influências da reação reflexiva do atleta à queda, estão ativadas.

b) Sistema Quadril

A equação capaz de reproduzir os registros das acelerações obtidas para o segmento corporal quadril, em sua integridade, seria uma equação de resposta a um impulso unitário. Porém, em tratando-se de avaliar fundamentalmente a maneira como a carga é transferida do “tatami” ao corpo humano, apenas o ciclo inicial de movimento precisa ser analisado, mais especificamente, o trecho de carga inicial, conforme mostra a Figura 23. Como neste trecho a curva registrada assemelha-se àquela do sistema mão-pulso, a mesma equação de Rayleigh com os mesmos parâmetros foi utilizada. Ressalta-se que o interesse principal da parametrização está na determinação da *jerk* no primeiro trecho de carga do evento.

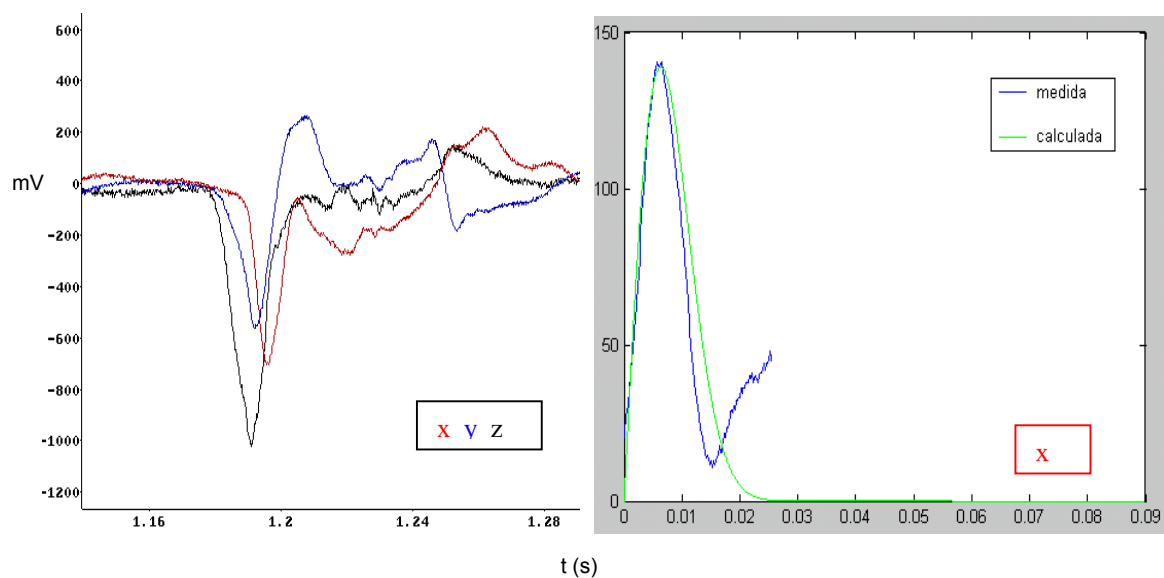


Figura 23 – Exemplo de uma medida e da representação gráfica do ajuste obtido para uma curva do sistema corporal quadril (eixo x)

c) Sistema tornozelo

Novamente, como a taxa de crescimento da curva registrada assemelha-se àquela do sistema mão-pulso, a mesma equação foi utilizada. Um exemplo do resultado da equação pode ser observado na Figura 24.

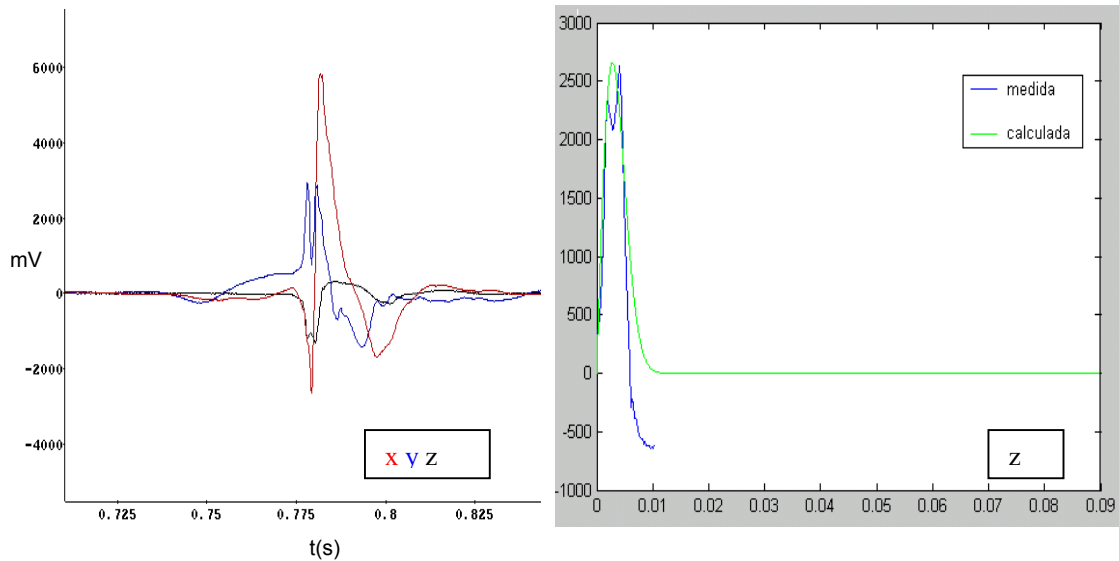


Figura 24 – Exemplo de uma medida e da representação gráfica do ajuste obtido para uma curva do sistema corporal tornozelo (eixo z)

3.4.1.3 Plataforma de Força

1) Calibração

A calibração da plataforma foi realizada mediante a pesagem de massas conhecidas (30, 40 e 50 Kg) e a consistência na aquisição dos dados foi determinada pela repetitividade do sistema.

Para a determinação da frequência e da velocidade de aquisição dos dados, utilizou-se o processo de experimentação, aonde foram executadas várias projeções e quedas da técnica “Ippon-Seoi-Nague” e analisadas as características das curvas, quanto à amplitude e saturação do sinal, até se chegar à frequência de aquisição de 2040 Hz e velocidade de 0,4s.

Com o intuito de se verificar o comportamento dos sinais, obteve-se 10 aquisições em cada segmento corporal projetado na plataforma, em um dos “tatamis” a serem testados, obtendo-se os resultados, na componente vertical (z) conforme o Quadro 2 do Estudo Piloto (Apêndice B). Os resultados obtidos demonstraram uma boa homogeneidade nos dados, ou seja, as projeções tiveram boa repetitividade.

2) Preparação do modelo

Como as coletas eram simultâneas, para esta coleta o judoca já estava preparado, ou seja, com o acelerômetro fixado ao corpo.

3) Procedimentos para a coleta de dados

Inicialmente foi efetuada a pesagem do “uke” sobre a plataforma de força por 10s numa frequência de aquisição de 300 Hz, para posterior normalização dos dados pelo peso corporal (PC).

Para a coleta propriamente dita, obteve-se o sinal de 10 projeções e quedas com êxito, para cada segmento corporal em cada tipo de “tatami”, com frequência de aquisição de 2040 Hz e com tempo total de aquisição de 3 s.

4) Processamentos dos dados e tratamentos dos sinais

Para a obtenção dos valores dos sinais, elaborou-se um gráfico a partir da série de valores brutos por meio do programa Microsoft Excel, versão 2000, e o critério adotado foi o valor de pico, conforme mostra a Figura 25, os quais apresentavam-se *mV/s* (milivolts por segundo), foram convertidos em *N* (Newton) e normalizados mediante o peso corporal do judoca (647,46 *N*).

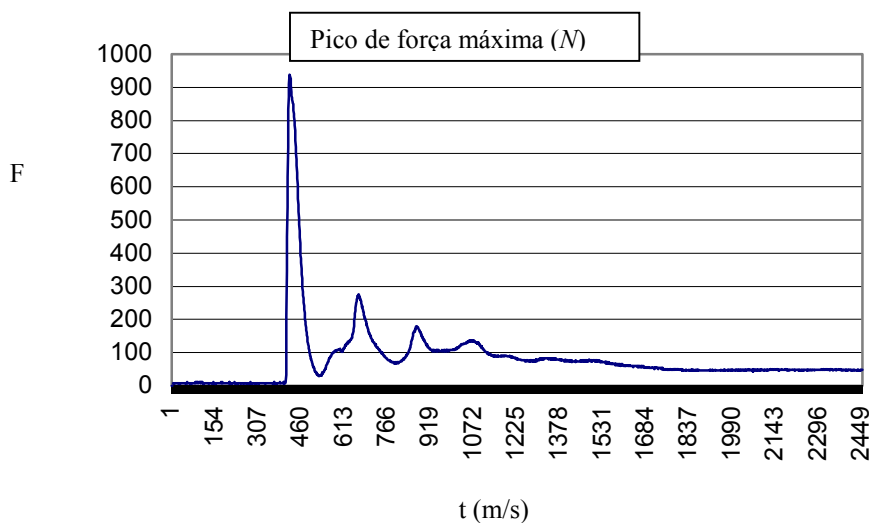


Figura 25 – Exemplo de uma curva de impacto na plataforma de força (FRS)

3.4.1.4 Pêndulo Balístico

1) Calibração

Tendo em vista que o acelerômetro uniaxial do Tipo 4366 da Brüel e Kjaer utilizado para as medições, fixadas no pêndulo balístico já é calibrado, para a calibração do pêndulo propriamente dito, efetuou-se uma comparação do sinal do acelerômetro uniaxial com o sinal de um dinamômetro, conforme mostra a Figura 26, em que se obteve a confiabilidade para a aquisição dos sinais, tanto do tempo de voo (cálculo do CR) quanto do tempo de impacto.

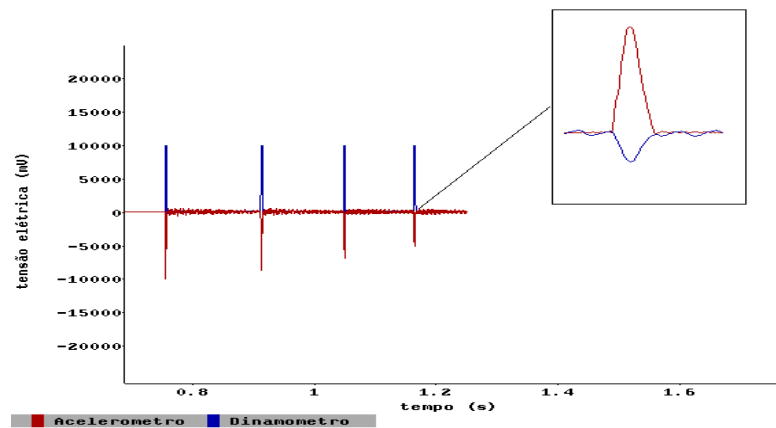


Figura 26 – Sinais obtidos no pêndulo balístico, com um acelerômetro e um com dinamômetro

Para definir a *faixa de operação* do pêndulo balístico instrumentado e, sobretudo, para utilizar as equações de movimento vertical, fez-se um comparativo entre as trajetórias real semi-circular ($ds = L\Delta\theta$) com a vertical de queda livre $h = L\text{Sen}\Delta\theta$. A Figura 15 mostra a diferença das trajetórias em função do ângulo $\Delta\theta$ calculado para estas duas situações. Nota-se que para um ângulo de 26° , valor máximo utilizado no experimento, a diferença das trajetórias é de aproximadamente 1,0 cm. A expansão de Taylor da função senoidal pode ser escrita como $\text{sen}(\Delta\theta) = \Delta\theta - \Delta\theta^3/3! + \Delta\theta^5/5! - \dots$ que em primeira aproximação, $\text{sen}\Delta\theta \approx \Delta\theta$, implica que $ds \approx h$. Desta forma, uma vez que o impacto se dá sobre o centro de percussão do sistema, pode-se aproximar o cálculo dos CRs considerando as equações de movimento vertical de queda livre. Isso representa um erro de 0,4% sobre os valores de CRs. Então, com base no comportamento dos dados visualizado na Figura 27, decidiu-se soltar (manualmente), o pêndulo de uma altura de 0,25 m.

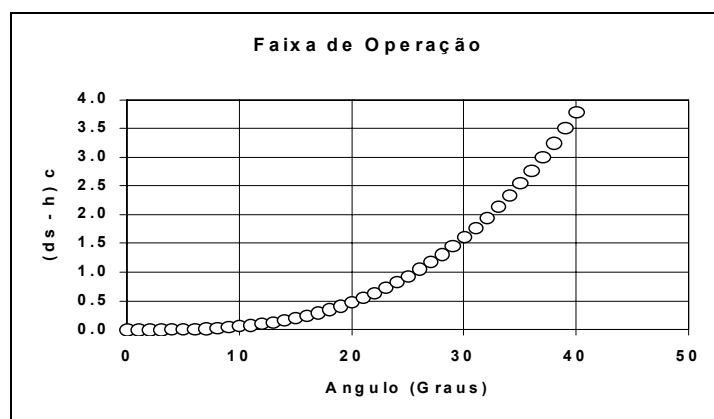


Figura 27 – Faixa de operação do pêndulo balístico instrumentado

Em continuidade ao processo de validação do equipamento foram feitas aquisições de impacto para cada tipo de “tatami”, a fim de obter a resposta do sinal do acelerômetro em função de alturas conhecidas: 0,10 m; 0,15 m; 0,20 m; 0,25 m; e 0,30 m, em que o pêndulo é liberado. A partir dos valores experimentais apresentados na Figura 28, e Quadro 3, obteve-se curvas de respostas características [$I(\text{mV})$ versus $h(\text{cm})$] para cada “tatami”, cujas respostas do sinal do acelerômetro para ângulos pequenos $\Delta\theta$ em que o pêndulo foi solto, pode ser aproximado por uma regressão linear, com os resultados dos coeficientes lineares (a) e angulares (b) para cada tipo de “tatami”. Destas equações lineares foi possível obter-se uma correspondência entre os valores de impacto e a posição vertical em função do tempo, $I(t) = a + b h(t)$, que é usado para o cálculo dos CRs.

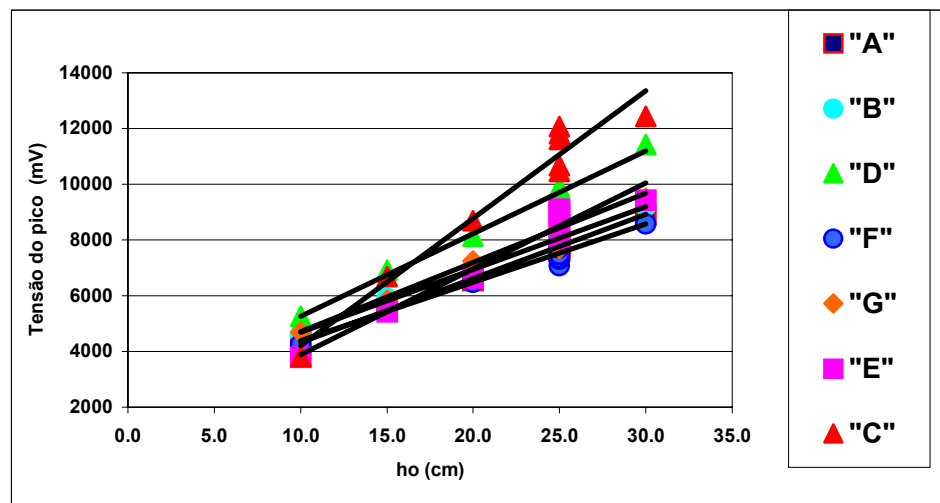


Figura 28 - Representação gráfica do coeficiente de linearidade das medidas obtidas no pêndulo balístico instrumentado

TATAMIS	EQUAÇÕES
A	$y = 230,22x + 2021$
B	$y = 225,45x + 2430,9$
C	$y = 457,39x + 357,09$
D	$y = 296,44x + 2302,6$
E	$y = 209,4x + 2285,8$
F	$y = 248,24x + 2223,6$
G	$y = 307,9x + 814,18$

Quadro 3 - Equação da reta por regressão linear de cada tipo de “tatami”

Na determinação do índice de precisão entre as medidas, adotaram-se os critérios estabelecidos por Melo (1995), efetuando-se 10 repetições na altura de 25 cm. Inicialmente, calculou-se o CV% acumulado com $n = 10$, e verificou-se que o CV% médio foi de 4,87%,

mínimo de 1,65% e não ultrapassando a 6,0%. Tendo em vista que este índice, segundo os critérios de Gomes (1990), foi considerado ideal para medidas repetitivas, não houve necessidade do cálculo do CV% acumulado retirando-se valores extremos.

Determinada a faixa de operação, os coeficientes de linearidade e os índices de variabilidade entre as medidas, considerou-se o instrumento como válido para o estudo, decidindo-se adotar a mesma altura de 0,25 m para calcular os valores de CRs, tendo em vista que possibilita impacto em condições de verticalidade e gera um impacto suficiente para deformação dos diferentes tipos de materiais testados.

2) Preparação do modelo

Sobre a esfera de ferro do pêndulo balístico foi fixado o acelerômetro uniaxial (Figura 12, p. 46), com cera específica para este fim, para a captação do sinal do impacto.

Para que os dados fossem coletados com impacto central e direto, a haste do pêndulo deveria ficar paralela aos “tatamis” no término do impacto. Deste modo, em função das diferentes dimensões dos mesmos, utilizou-se suporte de madeira maciço (angelim pedra), de 0,40 x 0,40 m, com alturas diferenciadas, sendo: para os “tatamis” “A” e “F” um suporte com 0,37 m; para o “tatami” “B” um de 0,42 m; para o “tatami” “C” um de 0,17 m; para o “tatami” “D” um de 0,39 m; para o “tatami” “E” um de 0,47 m; e para o “tatami” “G” um de 0,45 m.

3) Procedimentos para a coleta de dados

O pêndulo era posicionado sobre o “tatami”, elevado manualmente a 0,25 m e solto. Para cada um dos 10 rebotes, o “tatami” era deslocado (10 cm), de modo que a deformação do material, não interferisse no resultado da aquisição seguinte.

4) Processamento e tratamento dos sinais

Os 10 sinais obtidos em cada tipo de “tatami” foram captados pelo acelerômetro (Figura 9), com uma frequência de 5000 Hz e pelo dispositivo óptico (Figura 10), foram condicionados e amplificados por um pré-amplificador (2635 da Brüel e Kjaer), e transmitidos por uma placa conversora analógico/digital de 12 *bits* (CIO-DAS1600), ao programa de aquisição e processamento dos dados (SAD 32).

Os cálculos dos CRs provenientes da interação do pêndulo com os diferentes tipos de “tatamis” foram obtidos mediante a aplicação da Eq. 2, descritos na p. 22, do item - materiais e métodos:

$$CR = (h_1/h_0)^{1/2}$$

onde: h_1 é a altura que o corpo atinge; e h_0 a altura que o corpo é deixado cair. Estas alturas são obtidas experimentalmente através das variações dos impactos e subseqüentes rebotes

em função do tempo (início e final, conforme a Figura 29), e através da contagem dos pulsos obtidos através das medidas ópticas (Figura 30), respectivamente.

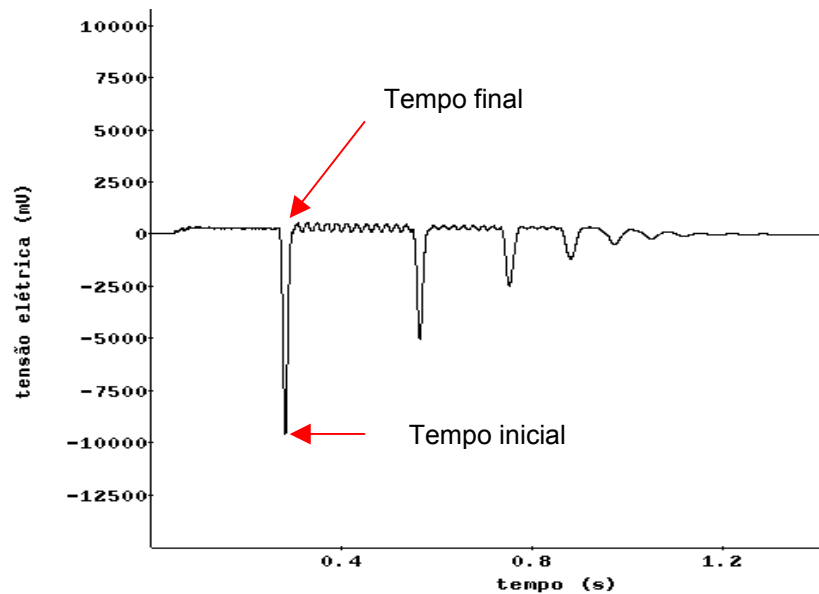


Figura 29 – Curva representativa do critério utilizado para retirada do tempo entre os impactos para o cálculo do CR

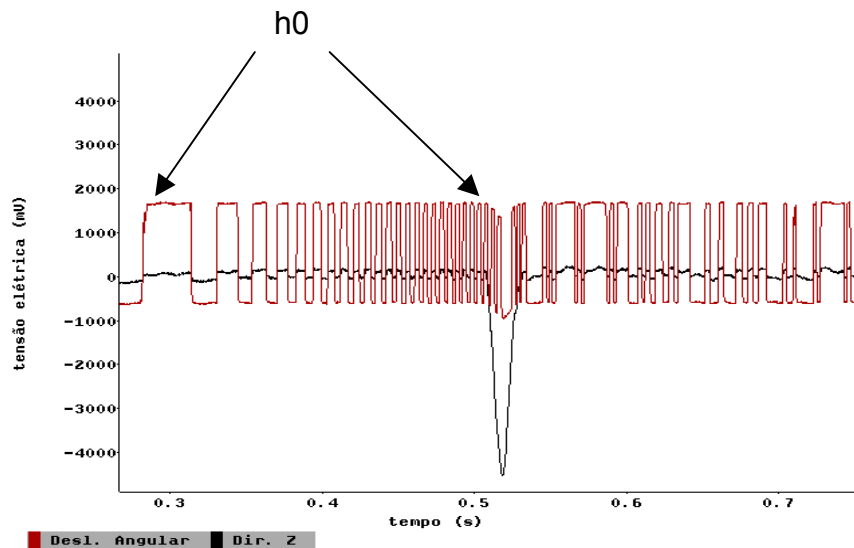


Figura 30 – Sinal proveniente do impacto do pêndulo balístico sobre o “tatami” em função do tempo.

Para os cálculos relacionados aos impactos gerados pelo pêndulo balístico instrumentado, os valores dos impactos foram obtidos do pico das curvas, conforme mostra a Figura 31, corrigidos (dividido) pelo fator utilizado no pré-amplificador (31,6) e por $9,81 \text{ m/s}^2$; e para os cálculos do tempo de impacto obtido pelo pêndulo, os dados foram obtidos da curva, conforme mostra a Figura 31. O valor de tempo do impacto obtido resultou da subtração entre o tempo final e o tempo inicial ($t_F - t_I = t_i$).

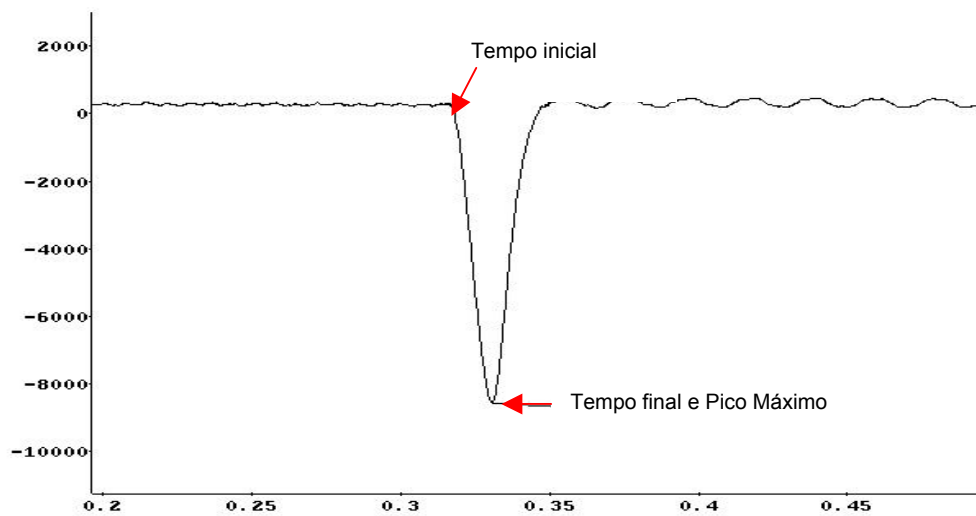


Figura 31 – Representação gráfica do impacto do pêndulo balístico em um “tatami” e o critério para obter o valor do pico máximo e o tempo de impacto

3.4.2 Pesquisa de Campo

a) Validação da escala

Para a validação da escala, adotaram-se os seguintes procedimentos:

a) com relação à validade de conteúdo - foi apresentada para quatro profissionais da área de Educação Física, sendo três doutores e um mestre com conhecimento no tema “percepção”. Estes emitiram seus pareceres, questão por questão, mediante uma escala *Lickert* de valoração com três níveis: não válida, pouco válida e válida; conforme o modelo a seguir, colocado no final do protocolo e solicitação de sugestões.

Não válida			Pouco válida				Válida		
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Após as devidas adequações sugeridas por estes profissionais (retirada do parâmetro de avaliação intermediária aos desenhos), a escala foi considerada 100% válida;

b) quanto à clareza - foi apresentada a 28 acadêmicos de Educação Física, que participavam das aulas de Judô no referido curso. Também se utilizou uma escala *Lickert* com três níveis: não clara, pouco clara e clara; conforme o modelo a seguir. Deste modo, o instrumento foi considerado 100% claro;

Não clara			Pouco clara				Clara		
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

c) para a fidedignidade - utilizou-se o método do teste e “reteste”, onde se aplicou a escala em 16 acadêmicos de Educação Física, que participam de aulas de Judô. O índice calculado mediante a aplicação da correlação de *Spearman* foi de 0,83. Para verificar o nível de significância da correlação, aplicou-se o teste “*t*” específico para este fim e frente aos resultados ($t_c = 5,54 > t_t = 2,13$), considerou-se a correlação significativa a $p < 0,001$. Portanto, a escala pode ser considerada fidedigna.

b) Convite e agendamento

Foi feito contato com os responsáveis pela modalidade de judô do Instituto de Educação de Florianópolis e projeto de extensão da UFSC, para esclarecimentos dos objetivos da pesquisa e para verificar os dias mais propícios para coleta dos dados e consequentes agendamentos.

c) Preparação do local

Os “tatamis” foram colocados em locais específicos (“dojô” do Instituto e ginásio de esportes na UFSC) e cobertos com capa de tecido (algodão) para que não fossem identificados. Numerados de um a sete para serem relacionados com o protocolo, colocados lado a lado em ordem crescente, separados por uma distância de 1,50 cm.

d) Procedimentos para a coleta de dados

O protocolo de aquisição obedeceu a seguinte rotina:

- esclareceu-se os objetivos da pesquisa e a importância da participação dos judocas nesta fase;
- entregou-se a escala de percepção subjetiva de desconforto, na qual estava contido o termo de adesão à pesquisa (conforme aprovado no comitê de ética), para que fosse assinado e preenchido o dado de identificação (Apêndice B);
- esclareceu-se sobre o preenchimento da escala de percepção subjetiva de desconforto;
- esclareceu-se aos executantes a sequência da realização das projeções e quedas, em ordem crescente devidamente numeradas de um a sete no instrumento de medida;
- os executantes foram informados que o preenchimento da escala deveria ser feita logo após cada queda, sendo duas quedas em cada “tatami”;
- realizou-se aquecimento prévio orientado; e
- agrupou-se os judocas em duplas, conforme categoria de peso e biótipo e iniciou-se as aquisições dupla por dupla.

3.5 Tratamento estatístico

Preliminarmente ao tratamento estatístico, os dados foram submetidos a tratamentos especiais, que constou de uma análise gráfica, combinada com a observação de valores discrepantes em relação à média.

Desta análise foi possível observar que nas variáveis sem a participação do humano (CR e Impacto do pêndulo), os índices de variabilidades foram baixos e as curvas apresentaram valores que oscilaram abaixo de 10 %, considerados como índice baixo, na escala proposta por Gomes (1990).

Por outro lado, nas variáveis adquiridas com a presença de humanos, constatou-se índices de variabilidade muito altos ($> 30\%$), que em princípio podem ser ocasionados por fontes de interferência nas execuções que podem advir de: a) deficiência técnica do executante, que neste caso, ocorreria grande variação nos valores das repetições ao longo das execuções; b) cansaço ou surgimento de dor, devido a sucessivas colisões contra a superfície. Neste caso o padrão de curva esperado, seria uma redução dos valores de FRS ao longo do experimento; e c) variabilidade da resposta inerente a modalidade e as condições humanas de repetibilidade de movimento. Neste caso, segue-se o padrão de variabilidades de tarefas motoras fechadas, tendo em vista que não foi em condições de “handori” e/ou “chiai”.

A partir destas considerações e análises, decidiu-se por excluir valores discrepantes, substituir os valores excluídos pela média, para não reduzir o tamanho das unidades experimentais, possibilitando-se assim, maior confiabilidade nos resultados das caracterizações dos valores e nas comparações.

Tendo em vista que as reduções nos índices de variabilidade possibilitaram maior confiabilidade nos resultados das comparações, estes foram tratados estatisticamente, considerando o nível de mensuração das variáveis e o tipo de amostra (dependentes e independentes), conforme os objetivos específicos, a seguir:

- para caracterizar e estabelecer indicadores sobre os valores do coeficiente de restituição; dos impactos gerados pelo pêndulo balístico; dos tempos de impactos gerados pelo pêndulo balístico; dos valores de impacto (FRS) na plataforma de força; dos tempos de impactos gerados pelo acelerômetro e das taxas de mudanças de aceleração (*jerk*), utilizou-se, média, desvio padrão e coeficiente de variação de *Pearson*;
- para comparar os valores das diferentes variáveis analisadas (valores do coeficiente de restituição; dos impactos gerados pelo pêndulo balístico; dos tempos de impactos gerados pelo pêndulo balístico; dos valores de impacto [FRS] na plataforma de força; dos tempos de impactos gerados pelo acelerômetro) entre os diferentes tipos de “tatamis” utilizou-se à análise de variância (ANOVA);

- para comparar os valores dos impactos entre os três eixos (x, y e z) nos diferentes tipos de “tatamis” utilizou-se a análise de variância (ANOVA);
- para comparar a percepção de desconforto dos judocas em diferentes tipos de “tatamis”, foi utilizado o Teste Qui-Quadrado; e
- para relacionar as diferentes variáveis intervalares ou de razão, utilizou-se a Correlação de *Pearson* e para relacionar as variáveis ordinais, a Correlação de Postos de *Spearman Brown*.

Em todas as comparações foi utilizado um nível de significância de $p < 0,05$, estabelecido com base na natureza do fenômeno e no rigor científico estabelecido para esta pesquisa. Na comparação de médias utilizou-se o Teste de Comparação Múltipla de *Tukey*, tendo em vista que é o segundo teste “pos-hoc” mais rigoroso e se presta para amostra com n iguais.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para facilitar a compreensão do leitor, os resultados estão agrupados segundo os objetivos específicos e por variável investigada. Desta forma, o conteúdo do estudo foi assim organizado: o primeiro tópico encerra os resultados referentes aos coeficientes de restituição; no segundo tópico são tratadas as questões relativas aos impactos, medidos em diferentes situações; no terceiro tópico são analisados os tempos de impactos, obtidos no pêndulo balístico e no acelerômetro fixado nos diferentes segmentos corporais durante a execução de “ukemis”; no quarto tópico apresenta-se uma análise da percepção de desconforto do judoca durante a execução dos “ukemis” em diferentes tipos de “tatamis”; no quinto tópico são equacionados os índices de conforto dos “tatamis” e, para encerrar este capítulo, fez-se uma análise correlacionando as variáveis como tempo de impacto, desconforto e índices de conforto; em todos os tópicos, inicialmente faz-se a caracterização das variáveis e, em seguida, a comparação dos valores de cada variável entre os diferentes tipos de “tatamis”.

Antecipadamente aos resultados propriamente dito, a título de ilustração, foi selecionada uma execução da técnica “Ippon-Seoi-Nage” e o conseqüente “Zempo-Kaiten-Ukemi”, utilizada para a coleta dos dados em laboratório, pois, as características cinemáticas de espaços temporais como velocidades, acelerações lineares e angulares, ângulos articulares e tempo de duração do movimento como um todo e, em cada fase, variam muito conforme o grau de maestria dos executantes, bem como, da situação que é utilizada (treinamento ou competição).

De qualquer forma, a técnica de maneira geral, pode ser caracterizada a partir da divisão didática em fases, as quais compreendem a preparação (desequilíbrio do “uke” seguido da entrada da técnica), a projeção (fase de vôo) e a queda finalizada com o “ukemi”.

Assim sendo, da técnica selecionada, são apresentadas algumas características espaços temporais, tais como: tempo de execução = 2,10 s; tempo de queda = 0,09 s; e tempo do “ukemi” propriamente dito = 0,03 s.

Tendo em vista que para este estudo prioriza-se o “ukemi”, na Figura 32 está contida a seqüência de quadros, nos quais estão demonstradas as trajetórias da queda e conseqüente “ukemi”, cujas velocidades dos segmentos corporais (mão, quadril e pé) são as seguintes:

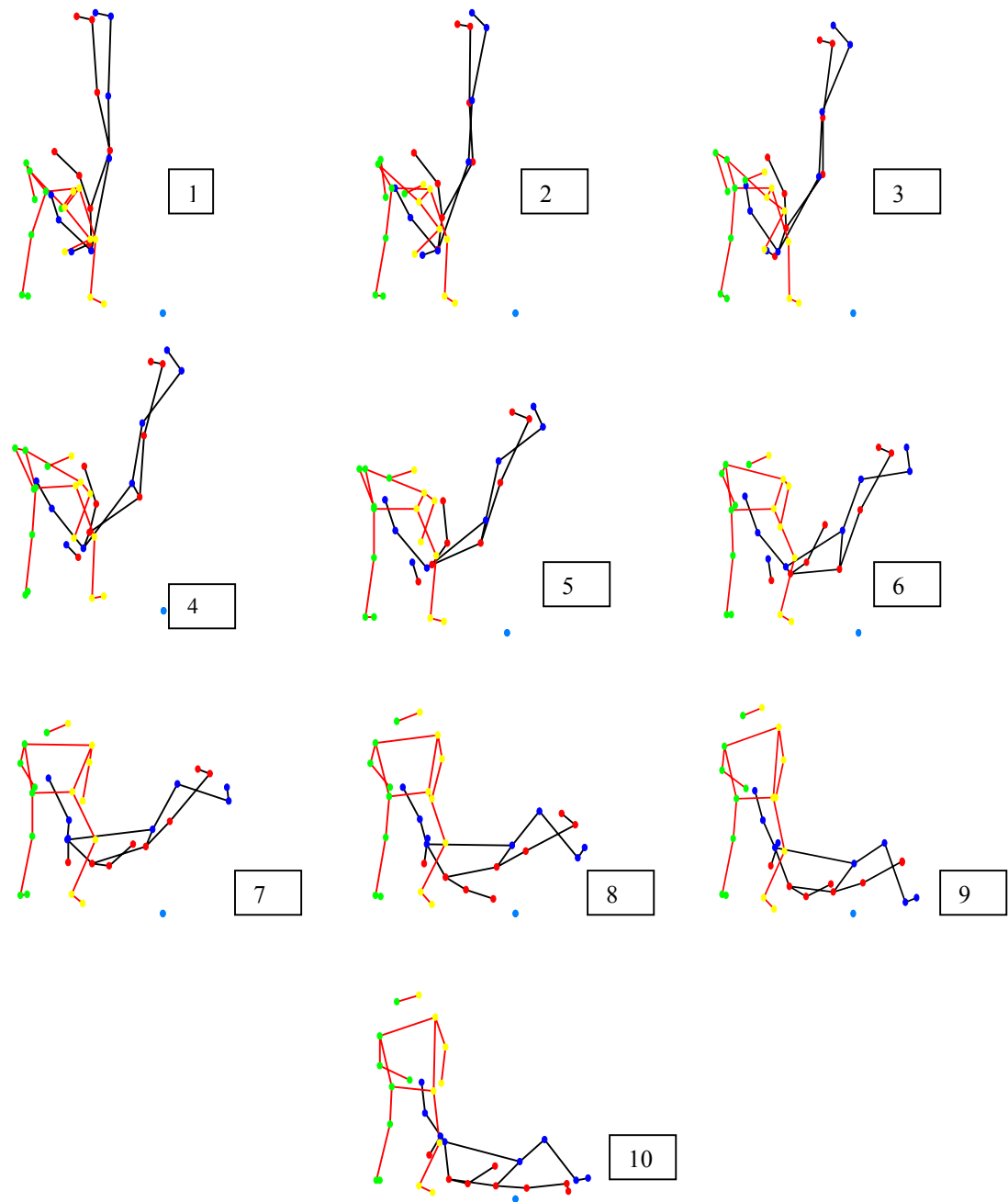


Figura 32 – Trajetória de uma projeção da técnica “Ippon-Seoi-Nage”, a partir do início da fase de queda finalizada com conseqüente amortecimento

- a) a mão inicia a queda (quadro 1 da Figura 32) com uma velocidade de $-1,36 \text{ m/s}$ em x , $0,43 \text{ m/s}$ em y , e $-0,17 \text{ m/s}$ em z e, imediatamente antes de tocar o solo (quadro 7 da Figura 32), apresenta uma velocidade de $-7,02 \text{ m/s}$ em x , $-0,92 \text{ m/s}$ em y e $-9,70 \text{ m/s}$ em z ;
- b) o quadril inicia a queda (quadro 1 da Figura 32) com uma velocidade de $-2,47 \text{ m/s}$ em x , $0,80 \text{ m/s}$ em y e $-1,99 \text{ m/s}$ em z e, imediatamente antes de tocar o solo

(quadro 8 da Figura 6), apresenta uma velocidade de $-2,87 \text{ m/s}$ em x , $-2,90 \text{ m/s}$ em y e $-6,01 \text{ m/s}$ em z ;

- c) o pé inicia a queda (quadro 1 da Figura 32) com uma velocidade de $-0,67 \text{ m/s}$ em x , $0,37 \text{ m/s}$ em y e $-1,11 \text{ m/s}$ em z e, imediatamente antes de tocar o solo (quadro 9 da Figura 6) apresenta uma velocidade de $-7,6 \text{ m/s}$ em x , $-2,27 \text{ m/s}$ em y e $-9,11 \text{ m/s}$ em z .

4.1 Coeficiente de restituição (CR)

O primeiro objetivo específico do estudo foi identificar e comparar o coeficiente de restituição (CR) entre os diferentes tipos de “tatamis”, cujos dados de referentes à caracterização estão contidos na Tabela 2, e representados no Gráfico 1.

Tabela 2 - Coeficientes de Restituição dos diferentes tipos de “tatamis”

	A	B	C	D	E	F	G	Média
\bar{X}	0,67	0,55	0,53	0,56	0,57	0,65	0,66	0,60
s	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01
CV(%)	1,45	0,84	1,49	0,73	1,13	1,24	1,10	1,14
Mínimo	0,65	0,54	0,52	0,55	0,56	0,64	0,65	0,59
Máximo	0,68	0,56	0,54	0,57	0,58	0,67	0,67	0,61

Ao se analisar os dados contidos na Tabela 2, verifica-se que os valores médios dos CRs oscilaram entre 0,53 no “tatami” “C” e 0,67 no “tatami” “A”, com um valor médio de 0,60. Numa análise mais detalhada, estes podem ser dispostos em dois grupos, o primeiro com valores entre 0,53 a 0,57 (“tatamis” “C”, “B”, “D” e “E”), e o segundo com valores entre 0,65 a 0,67 (“tatamis” “F”, “G” e “A”). Os “tatamis” que foram agrupados no segundo grupo, teoricamente são os que estariam transmitindo maior quantidade de energia aos judocas, oriundas das forças de reação do solo.

No que diz respeito à qualidade das respostas dos diferentes “tatamis” verifica-se que estas foram homogêneas para esta variável, cujo índice médio foi de 1,14% variando de 0,73 % (“D”) a 1,49% (“C”). Estes índices, em se tratando de coeficiente de variação são considerados baixos, na escala de Gomes (1990), para dados oriundos de experimentos com medidas repetidas. O fato de se obter baixos índices de variabilidade pode ser atribuído a duas causas: (a) dados obtidos em processos de ensaios mecânicos controlados; e (b) homogeneidade dos materiais, tendo em vista que as repetições foram feitas em diferentes pontos da superfície do “tatami”, escolhidos de forma assistemática.

Na continuidade da análise, fez-se a comparação dos valores dos CRs entre os diferentes “tatamis”, utilizando-se a análise da variância a $p \leq 0,05$. Os resultados destas comparações estão apresentados na Tabela 3, a seguir.

Tabela 3 – Comparação dos Coeficientes de Restituição entre diferentes “tatamis”

EIXO	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS		F	p	
Z (vertical)	Entre grupos	6	0,03373		664,86	0,00*	
	Dentro grupo	63	0,00005				
	Valores dos CRs médios, em ordem crescente, dos diferentes “tatamis”						
	1º (<)	2º	3º	4º	5º	6º	7º (>)
	0,53 (C)	0,55 (B)	0,56 (D)	0,57 (E)	0,65 (F)	0,66 (G)	0,67 (A)

* significativo

De acordo com os resultados expressos na Tabela 3, verifica-se que pelo menos um “tatami” apresenta CR significativamente diferente dos demais.

Para verificar aonde ocorreram tais diferenças, fez-se uma análise “post-hoc”, aplicando-se o teste de comparação múltipla de *Tukey*, conforme mostra a Tabela 3a (Apêndice C), e com base nos resultados da pós-análise (Tabela 3a) e na representação dos valores dos CRs, expressos no Gráfico 1, pode se afirmar que:

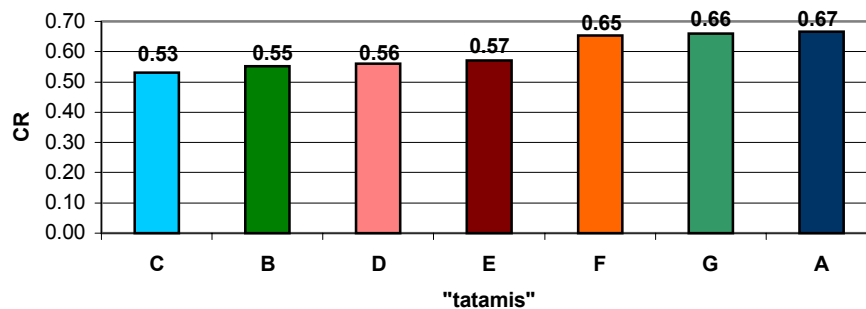


Gráfico 1 – Valores dos CRs dos diferentes “tatamis”

- a média do “tatami” “A” (0,67) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “C” (0,53), “B” (0,55), “D” (0,56); “E” (0,57) e “F” (0,65);
- a média do “tatami” “B” (0,55) foi diferente e maior que a do “tatami” “C” (0,53) e menor que as médias dos “tatamis” “F” (0,65) e “G” (0,66);
- a média do “tatami” “C” (0,53) foi diferente e menor que as médias dos “tatamis” “D” (0,56), “E” (0,57), “F” (0,65) e “G” (0,66);
- as médias dos “tatamis” “D” (0,56) e “E” (0,57) foram diferentes e menores que as médias dos “tatamis” “F” (0,65) e “G” (0,66).

Em síntese, o “tatami” “C” apresentou a menor média (0,53) de CR e o “tatami” “A” a maior (0,67). Não se encontrou diferença estatisticamente significativa entre as médias dos “tatamis” “A” com “G”; do “tatami” “B” com “D” e “E”; e “F” com “G”. Em ordem crescente

de valores de CRs, independente das diferenças significativas, foram classificados em: “C”, “B”, “D”, “E”, “F”, “G”, “A”.

Analisando a magnitude dos valores de CRs, expressos na Tabela 3 e representados no Gráfico 1, constata-se que os valores de CRs dos diferentes materiais testados (0,53 a 0,67) estão inclusos na segunda metade da amplitude da escala dos valores teóricos desta variável, citados na literatura (0 a 1) (HAY, 1981). Porém, não foram encontrados na literatura pesquisada, estudos e/ou normas que estabeleçam valores de CRs para “tatamis”. Entretanto, pode-se citar a existência da Norma DIN 18.032 parte 2, que estabelece valores para absorção de impactos e retorno de bolas para pisos de ginásios poliesportivos de um modo geral. Ao contrário do que ocorre no Judô, existem valores pré-estabelecidos para coeficientes de interação entre materiais, como por exemplo, na modalidade de basquetebol, às regras estabelecem que esta deve ser solta de uma altura de 180 cm e retornar a uma altura não menor que 120 cm e não maior que 140 cm, para que tenha condições de jogo, equivalente a um CR de 0,82 e 0,88, respectivamente. Hay (1981) cita CR da interação de vários materiais com piso de madeira: bola de basquetebol e futebol de campo 0,76; bola de voleibol 0,74; de tênis com bola nova 0,67 e bem usada 0,71; e uma bola de voleibol solta de uma altura de 33 cm num colchão para prática de ginástica de 20,32 cm de espessura, apresenta um CR de 0,42.

Na análise da variação das forças de impacto durante a colisão de dois corpos em um sistema com um grau de liberdade, Rajalingham e Rakheja (2000) em suas conclusões classificam as variações das forças de impacto em dois tipos, em virtude dos valores de coeficiente de restituição, maior ou menor que 0,3, a saber: quando o pico de força pode ser minimizado resultando uma quantidade de amortecimento controlado no material, o CR fica em torno de 0,49; quando se tem um amortecimento excessivo, diminui o CR para menos que 0,3.

Todavia, com base nos índices de desconforto, analisados no tópico 4.4., representados fundamentalmente nas repostas de percepção de desconforto dos judocas e pelas magnitudes da *jerk* (tópico 4.5), constata-se que os “tatamis” com maiores CRs (“A”, “F” e “G”) entre 0,65 a 0,67 foram considerados os menos desconfortáveis e os com menores CRs (“C”, “B”, “D” e “E”) mais desconfortáveis, exceto o “tatami” “B” que mesmo com CR baixo foi o terceiro “tatami” (24/63) considerado menos desconfortável, o segundo menos desconfortável, pelo índice da *jerk* no punho e o terceiro pela *jerk* do quadril e tornozelo.

A não correspondência dos valores de CRs com os de desconforto, citado no parágrafo anterior, pode ser explicado pelo fato de que, na determinação do CR, leva-se em conta as fases de amortecimento e restituição, enquanto que o cálculo da *jerk* é baseado no tempo de carga (fase de deformação do material), da mesma forma que a percepção de

desconforto pelo atleta é influenciada pelo contato (batida) do corpo do judoca com o material.

Se por um lado, os “tatamis” com menor CR, teoricamente, seriam aqueles que menos devolveriam a carga para o organismo, por outro lado, os “tatamis” com maior CR, que teoricamente indicam dano devido ao fato de retornarem praticamente toda parcela de energia para o organismo, foram considerados menos desconfortáveis, via percepção dos judocas e pela *jerk*. Parece que isto é indicativo de que o dano pode ocorrer sem desconforto, constatação também obtida por Griffin (1990).

4.2 Valores de impacto

Conhecidos os valores de CRs e a partir das interrelações existentes entre as diferentes respostas mecânicas, na continuidade do estudo, são analisados os resultados dos impactos em diferentes tipos de “tatamis”. Tendo em vista que as medições desta variável foram realizadas com diferentes instrumentos e situações, organizou-se este tópico segundo as metodologias adotadas. A partir deste critério, este tópico está assim organizado: 4.3.1 Impactos gerados por ensaio mecânico usando um pêndulo balístico; 4.3.2 Forças de impacto nos diferentes segmentos corporais do corpo do judoca registrados pela plataforma de força; e 4.3.3 Valores de impacto nos diferentes segmentos corporais do corpo do judoca registrados por acelerômetro.

4.2.1 Impactos gerados pelo pêndulo balístico instrumentado

O segundo objetivo específico do estudo foi identificar e comparar os impactos gerados por ensaio mecânico, tendo em vista a necessidade de se obter valores sob situação controlada, sem interferências da execução dos “ukemis” pelos judocas, advindas das diferentes sensações perceptivas resultantes das colisões nos diferentes “tatamis”. Na determinação destes valores, utilizou-se um pêndulo balístico instrumentado, conforme descrito nos materiais e métodos, item 3.3.1.

Inicialmente, para a caracterização dos valores dos impactos, adotou-se a estatística descritiva, cujos valores estão dispostos na Tabela 4.

Tabela 4 – Valores dos impactos obtidos no pêndulo balístico, expressos em *g*

	A	B	C	D	E	F	G	Média
\bar{X} (g)	25,11	26,09	36,62	31,25	32,95	24,26	27,71	29,14
<i>s</i> (g)	0,45	0,25	1,72	0,31	0,61	0,41	0,25	0,57
CV (%)	1,79	0,97	4,69	1,01	1,87	1,70	0,89	1,84
Mínimo (g)	24,48	25,61	33,71	30,70	32,16	23,56	27,36	28,23
Máximo (g)	25,94	26,48	38,94	31,71	34,07	25,00	28,18	30,04

Analisando os dados contidos na Tabela 4 pode-se verificar que os valores mais altos de impactos foram gerados nos “tatamis” “C” (36,62g), “E” (32,95g) e “D” (31,25 g), com um valor médio de 36,61 g, formando um bloco com os maiores valores médios e os “tatamis” “F” (24,26 g), “A” (25,11 g), “B” (26,09 g) e “G” (27,71 g), com um valor médio de 25,79 g, um bloco com os menores valores médios, equivalentes a 30% a menos do que os valores de impactos do grupo formado pelos “tatamis” “C”, “D” e “E”. Quanto à magnitude dos valores, neste instante não se julgou oportuna maior análise, tendo em vista que estes poderão ter valores diferentes, conforme as características das colisões e das massas dos corpos que interagem.

Semelhante ao verificado nos valores dos CRs (4.1), as respostas dos “tatamis” ao pêndulo balístico instrumentado, também foram homogêneos (\overline{CV} %1,84) oscilando de 0,89% a 4,69%. Estes índices, na classificação de Gomes (1990), são considerados como de baixa variabilidade, na medida em que são inferiores a 10%. Tais índices são considerados, normais e esperados, tendo em vista que são oriundos de medidas repetidas em experimentos sob condições controladas e realizadas com dispositivos mecânicos.

Para comparar os valores de impacto entre os diferentes tipos de “tatamis”, aplicou-se uma análise de variância a $p \leq 0,05$, conforme mostrado na Tabela 5, na qual, verifica-se que existe diferença significativa nos valores médios de impacto, e pelo menos um “tatami” apresenta valores diferentes dos demais. Para identificar onde ocorreram a(s) diferença(s), aplicou-se uma análise “post-hoc” utilizando-se o teste de *Tukey* a $p \leq 0,05$, cujos resultados estão na Tabela 5a (Apêndice C).

Tabela 5 – Comparação dos valores de impacto entre diferentes “tatamis” obtidos do pêndulo balístico instrumentado, expressos em g

EIXO	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	p		
Z (vertical)	Entre grupos	6	210,38	337,55	0,00*		
	Dentro grupo	63	0,62				
	Valores dos impactos, em ordem crescente, dos diferentes “tatamis”						
	1º (<)	2º	3º	4º	5º	6º	7º (>)
	24,26 (F)	25,11 (A)	26,09 (B)	27,71 (G)	31,25 (D)	32,95 (E)	36,62 (C)

* significativo

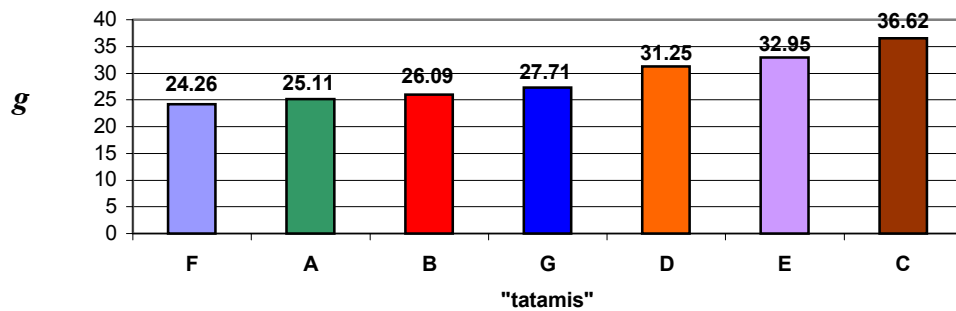


Gráfico 2 - Valores dos impactos do pêndulo balístico nos diferentes tipos de "tatamis", expressos em g

Analisando os valores contidos na Tabela 5a (Apêndice C), representados no Gráfico 2, verifica-se que:

- o "tatami" "F" (24,27 g) foi o que apresentou a menor média de valor de impacto quando submetido ao pêndulo balístico e o "tatami" "C" (36,62 g) foi significativamente o maior que todos os demais;
- as médias dos valores de impacto dos "tatamis" "D" (31,25 g) e "E" (32,95 g) foram diferentes e maiores que todos os demais "tatamis";
- a média dos valores de impacto do "tatamis" "A" (25,11 g), "B" (26,09 g) e "F" (24,24 g) foram diferentes e menores que a do "tatami" "G" (27,26 g).

Em síntese, o "tatami" "F" foi o que apresentou a menor média dos valores de impacto quando submetido ao pêndulo balístico e o "tatami" "C" a maior. Os "tatamis" "C", "D", "E" e "G" foram significativamente diferente dos demais, não havendo diferença significativa apenas entre os valores de impacto do "tatami" "A" com os "tatamis" "B" e "F". Independente das diferenças significativas entre os valores médios de impacto do pêndulo balístico nos diferentes tipos de "tatamis", em ordem crescente, os "tatamis" estão assim classificados: "F"; "A"; "B"; "G"; "D"; "E"; e "C".

Com relação a valores de impactos (g) transmitidos ao pêndulo balístico pelos diferentes "tatamis", não se obteve dados na literatura pesquisada que possibilitasse confronto com estes, fato este que pode ser justificado pela carência de testes realizados com estes tipos de materiais, pois segundo informações técnicas recebidas de um representante de pisos esportivos (Veiga, 2002), só é realizado um tipo de teste nos "tatamis" por eles fabricados, o teste ASTM E 648-99 (*Standard Test Method for Critical Radiant Flux of Floor-Covering Systems Using a Radiant Heat Energy Source*), específico para fator de segurança contra incêndios.

4.2.2 Forças de impacto nos diferentes segmentos corporais do corpo do judoca registrados pela plataforma de força

O terceiro objetivo específico do estudo foi verificar e comparar a força de reação do solo transmitida através dos diferentes tipos de “tatamis”, resultante das colisões dos diferentes segmentos corporais (mão, quadril e pé) do judoca (“uke”), com os diferentes tipos de “tatamis” sobre uma plataforma de força.

Os resultados das forças de reação do solo, relacionado ao segmento corporal MÃO, estão apresentados na Tabela 6, a seguir.

Tabela 6 – Valores da força de reação do solo no segmento corporal MÃO, nos diferentes tipos de “tatamis”, expressos em PC

Tatamis	A	B	C	D	E	F	G	Médias
\bar{X}	2,2	1,7	2,3	1,7	1,3	2,1	1,8	1,9
s	0,3	0,3	0,3	0,2	0,4	0,2	0,2	0,3
CV%	14,3	14,7	13,3	10,1	27,2	9,0	13,4	14,6
Mínimo	1,8	1,4	1,8	1,4	0,9	1,8	1,4	1,5
Máximo	2,8	2,2	2,7	1,9	1,8	2,5	2,3	2,3

Na caracterização dos impactos, a partir das forças de reação do solo contra a mão do judoca, verifica-se na Tabela 6, que os valores mais altos foram encontrados nos “tatamis” “A” (2,2 PC) e “C” (2,3 PC), e o “tatami” “E”, foi aquele que apresentou o menor valor (1,3 PC). As respostas para as execuções apresentaram variabilidade entre 9,0 % (F) e 27,2 % (E), consideradas, segundo os critérios de Gomes (1990), como baixa e alta, respectivamente.

Acredita-se, todavia, que tais índices de variabilidade sejam ocasionadas por se tratar de uma tarefa motora aberta, cuja execução sofre interferência tanto do “tori” como do “uke”. Neste caso, torna-se difícil à reprodução idêntica de projeção e queda, em cujas situações a realização da batida da mão exerce um papel importante no controle da intensidade das colisões das demais partes do corpo, por ser o primeiro segmento a tocar o solo, fazendo com que ocorra uma transferência da quantidade de movimento ($m \times v$) da mão através do braço para as demais partes do corpo.

Com relação ao segmento corporal QUADRIL verifica-se, na Tabela 7, que os valores mais altos foram obtidos nos “tatamis” “C” (6,9 PC) e “E” (6,7 PC) e em termos de variabilidade, as respostas das execuções mostraram-se médias de um modo geral ($\overline{CV} = 10,7\%$), com valores entre 5,9 PC (“C”) – muito baixa, a 14,9 PC (“A”) – média, conforme o critério de Gomes (1990).

Tabela 7 – Valores da força de reação do solo do segmento corporal QUADRIL, nos diferentes tipos de “tatamis”, expressos em PC

“tatamis”	A	B	C	D	E	F	G	Médias
\bar{X}	5,9	6,5	6,9	6,4	6,7	6,4	6,3	6,5
s	0,9	0,9	0,4	0,5	0,8	0,8	0,8	0,7
CV%	14,9	13,3	5,9	7,7	11,6	13,0	12,4	10,7
Mínimo	4,6	5,1	6,2	5,4	5,4	5,4	4,9	5,4
Máximo	7,3	7,6	7,6	7,2	7,7	7,8	7,5	7,6

Estes índices podem ser explicados da mesma forma que os índices encontrados no segmento mão e, ainda, por este segmento possuir grande massa. Muitas vezes a batida da mão não é suficiente para controlar a padronização dos valores das colisões, pois, o apoio da mão serve de eixo de rotação para que o corpo continue girando e a colisão ocorra.

Quanto ao segmento corporal PÉ, verifica-se na Tabela 8, que os valores mais altos foram obtidos nos “tatamis” “B” (5,3 PC) e “A” (4,3 PC) e com relação a grande heterogeneidade na execução ($\overline{CV} = 36,6\%$), pode-se afirmar que com exceção do “tatami” “B” (CV=16,2% - variabilidade média) todos os outros tiveram uma variabilidade muito alta (maior que 30%), quando comparados com a tabela de Gomes (1990).

Tabela 8 – Valores da força de reação do solo do segmento corporal PÉ, nos diferentes tipos de “tatamis”, expressos em PC

“tatamis”	A	B	C	D	E	F	G	Média
\bar{X}	4,3	5,3	3,7	3,7	3,3	2,5	2,6	3,6
s	1,4	0,9	1,3	1,3	1,5	1,3	1,0	1,2
CV%	32,4	16,2	33,9	35,6	44,2	53,6	40,3	36,6
Mínimo	1,14	4,3	1,4	1,7	0,8	1,0	1,0	1,6
Máximo	6,0	6,3	5,5	4,5	5,9	4,7	4,3	5,3

A alta variabilidade nos dados referente ao segmento corporal pé justifica-se por ser o último segmento a tocar na superfície, não havendo controle por parte do “uke”, na medida em que o golpe está sendo concluído e associado a grande velocidade tangencial, face ao comprimento do raio formado pela distância entre o quadril e o pé.

Para comparar os valores dos impactos transmitidos através dos diferentes tipos de “tatamis”, aplicou-se uma análise de variância, cujos valores encontram-se na Tabela 9. Analisando esta Tabela, constata-se a partir dos resultados da análise de variância, que nos segmentos corporais mão e pé, pelo menos um “tatami” apresentou os valores do impacto diferente dos demais, com valores acima dos pré-estabelecidos de $p \leq 0,05$.

Tabela 9 – Comparação dos valores de impacto dos diferentes segmentos corporais entre os diferentes tipos de “tatamis”, expressos em PC

Seg.Corporais	Fonte de Variação	Gl	Quadrados Médios			F	p
Mão	Entre Dentro	6 63	1,14 0,07			16,15	0,00*
Quadril	Entre Dentro	6 59	1,02 0,56			1,84	0,11
Pé	Entre Dentro	6 57	9,70 1,54			6,28	0,00*
Valores de impactos médios, em ordem crescente, dos diferentes “tatamis”							
Mão	1,30(E)	1,75(B)	1,68(D)	1,82(G)	2,1(F)	2,26(C)	2,20(A)
Quadril	5,85(A)	6,41(F)	6,27(G)	6,51(B)	6,66(E)	6,41(D)	6,85(C)
Pé	2,46(F)	2,60(G)	3,29(E)	3,66(D)	3,72(C)	4,30(A)	5,30(B)

* *significativo*

Para verificar onde ocorreram as diferenças, fez-se uma análise “post-hoc”, aplicando-se um teste de comparação múltipla de *Tukey*, sendo que os resultados estão dispostos nas Tabelas 9a (mão) e 9b (pé) – Apêndice E.

Com base nos dados da Tabela 9a (Apêndice E) representados no Gráfico 3, constata-se que no segmento corporal mão:

- o “tatami” “C” (2,26 PC) apresentou a maior média de valor de impacto e o “tatami” “E” (1,3 PC) a menor;
- as médias dos valores de impactos dos “tatamis” “A” (2,18 PC) e “C” (2,26 PC) são diferentes e maiores que as dos “tatamis” “B” (1,75 PC); “D” (1,68 PC); e “G” (1,80 PC);

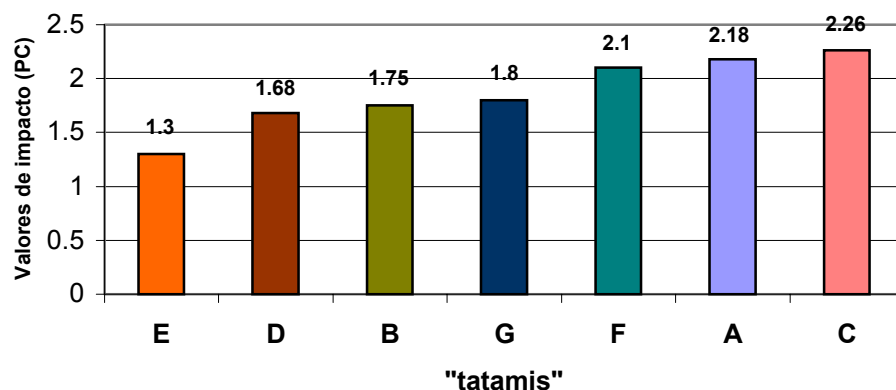


Gráfico 3 – Valores de impacto no segmento corporal Mão, expressos em PC

- a média dos valores de impacto do “tatami” “D” (1,68 PC) foi diferente e menor que a do “tatami” “F” (2,10 PC);

- d) a média dos valores de impacto do “tatami” “E” (1,30 PC) foi diferente e menor que as médias de todos os demais “tatamis”;
- e) não se encontrou diferença estatisticamente significativa entre a média do “tatami” “A” com as médias dos “tatamis” “C” e “F”; “B” com “D”; “D” com “G” e “F” com “A”, “B”, “C” e “G”.

Em síntese, o “tatami” “C” foi o que apresentou a maior média e o “tatami” “E” foi significativamente menor que todos os demais tipos de “tatamis”. Ocorreu a formação de três grupos com relação aos valores médios, o primeiro pelo “tatami” “E” (1,3 PC), o segundo pelos “tatamis” “D”, “B” e “G” (1,7 a 1,8 PC), e o último bloco formado pelos “tatamis” “F”, “A” e “C” (2,1 a 2,3 PC).

De acordo com os dados da Tabela 9b (Apêndice E) representados no Gráfico 4, pode se constatar que no segmento corporal pé:

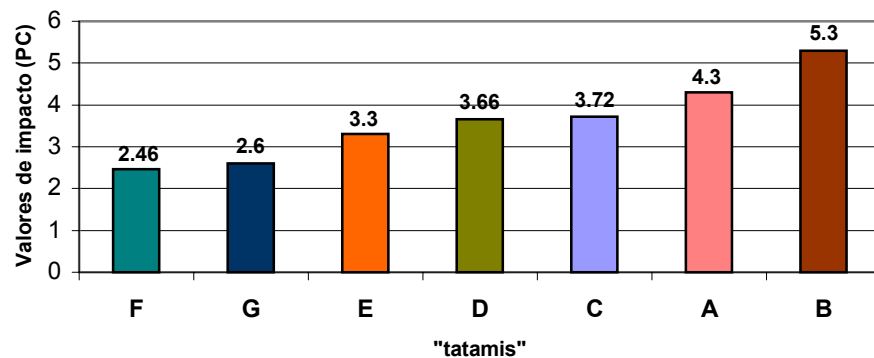


Gráfico 4 – Valores de impacto no segmento corporal Pé, expressos em PC

- a) o “tatami” “B” (5,30 PC) apresentou a maior média dos valores de impacto e o “tatami” “F” (2,46 PC) a menor;
- b) a média dos valores de impacto do “tatami” “B” (5,30 PC) é diferente e maior que as médias dos “tatamis” “F” (2,46 PC), “G” (2,60 PC) e “E” (3,29 PC);
- c) a média dos valores de impacto do “tatami” “A” (4,30 PC) é diferente e maior que as médias dos “tatamis” “F” (2,46 PC) e “G” (2,60 PC).

Em síntese, só houve diferença significativa nas médias dos valores de impacto dos “tatamis” “A” e “B”, com as médias dos valores de dois (“F” e “G”) e três (“F”, “G” e “E”) “tatamis”, respectivamente. Independente das diferenças significativas, em ordem crescente de valores de impacto (PC) do segmento corporal pé, os “tatamis” são classificados em: “F”; “G”; “E”; “D”; “C”; “A”; e “B”.

Tendo em vista as limitações deste estudo, ou seja, a forma da colocação dos “tatamis” sobre a plataforma e, sobretudo, o tamanho daqueles serem maiores que esta, pode ter possibilitado a dissipação de forças para as superfícies adjacentes a plataforma. Deste

modo, os resultados aqui obtidos estão sendo utilizados mais para a comparação entre os diferentes tipos de “tatamis”, do que propriamente para determinação de valores reais.

Comparando os resultados deste estudo com os de outros autores, mesmo sendo em outras modalidades esportivas, a exemplo de Fantini e Menzel (2001), que encontraram altos valores de PC (4,5 a 7) nos saltos verticais executados no voleibol, pode-se considerar que nos três segmentos avaliados, do judoca, foram altos os valores encontrados. Esses valores podem ser justificados em virtude da especificidade do movimento, que além da massa do judoca que cai, existe a força gravitacional, bem como, a força aplicada ao movimento daquele que está projetando.

Por outro lado, a técnica utilizada para a realização do “ukemi”, que segundo Santos e Melo (2001b), possui a contração excêntrica dos grupos musculares das articulações envolvidas, bem como, a formação de um binário de forças, no momento em que um primeiro ponto toca o solo durante o impacto e a partir da reação de mesma intensidade e sentido contrário (valores encontrados na plataforma de força), com os demais segmentos deslocando-se com suas quantidades de movimentos gerando um torque no sentido do deslocamento, fazem com que não ocorra lesão aparente.

Mesmo assim, estudos têm demonstrado (LIMA et al. 1998a; LIMA et al. 1998b; SANTOS e SHIGUNOV, 2001) que a grande maioria das lesões ocorridas no judô, principalmente em competições, é devido à falta de técnica correta para a realização dos “ukemis”, haja vista que a forma como o judoca chega ao solo (impacto) é um dos principais critérios de pontuação para o adversário.

Sabe-se que a repetitividade de impactos é uma das principais causas das lesões, principalmente em longo prazo. Gerberich e outros (1987), investigando atletas de voleibol, encontraram que a seqüência de salto e aterrissagem (bloqueio e cortada) era responsável por 63% de todas as lesões, destas 61% na articulação do joelho e próximo de 90% de todas as lesões sofridas pelos atletas foram concentradas nas extremidades baixas. No voleibol são realizados, em média, entre 170 e 190 saltos por “set” (KOLLATH, 1996 apud FANTINI e MENZEL, 2001). No basquetebol cada jogador faz de 2 a 3 saltos verticais com esforço máximo por minuto efetivo de jogo, o que corresponde a um número entre 80 e 100 saltos durante uma partida (HAGEDORN et al., 1996 apud FANTINI e MENZEL, 2001).

Na prática do judô, as quedas são freqüentes, porém, com maneiras e intensidades diferenciadas e não se tem conhecimento de estatísticas do número e do intervalo entre as quedas nas sessões de treinamento. Quando no aquecimento, os “ukemis”, normalmente são realizados individualmente, os impactos sofridos pelo corpo do judoca contra o “tatami”, resultam apenas do seu corpo somado à força da gravidade. Em outro treinamento, a exemplo do “yaku-soku-geiko” (treinamento livre aos pares, com movimentação entrada e projeções) e do “handori” (treinamento livre completo, como se fosse uma competição), as

projeções são realizadas com as forças somadas (do “tori”, do “uke” e força da gravidade), resultando em altos impactos.

Muito embora a literatura clássica da área não se refira em número de repetições de quedas por treino, a repetitividade de quedas depende, teoricamente, de vários fatores, tais como, tempo de prática, nível técnico do judoca, tipo de treino, fase de treinamento e da metodologia utilizada pelo “sensei” (professor). Em um estudo realizado por Santos e outros (2001), em judocas participantes de um campeonato catarinense de judô, os resultados demonstraram que estes judocas realizaram uma média de $73,6 \pm 42$ “ukemis” por treino (120 min de duração) e mesmo sendo grande a variabilidade (CV=58%), os autores não encontraram associação entre o número de “ukemis” realizados com a graduação, nível técnico e tempo de prática destes judocas.

Por fim, vale ressaltar que os altos valores de impactos aqui encontrados foram em situação laboratorial, com limitações de movimento em virtude dos cabos do acelerômetro e da própria situação de se ter que executar a queda sobre o espaço restrito da plataforma de força. Com isto, pode-se afirmar que em situação real tanto de treinamento, como e, principalmente, de competição, estes valores, com a mesma técnica aqui utilizada, têm probabilidade de serem muito maior.

4.2.3 Valores de impacto nos diferentes segmentos corporais do corpo do judoca registrados por acelerômetro

O quarto objetivo específico do estudo foi verificar e comparar os valores de impactos entre diferentes pontos do corpo do judoca (punho, quadril e tornozelo), resultante de impactos contra diferentes tipos de “tatamis”. Para a determinação destes valores, utilizou-se um acelerômetro triaxial (Figura 11) fixado nos segmentos corporais, cujos procedimentos são descritos nos materiais e métodos, item 3.3.1.

Para facilitar o entendimento, resolveu-se organizar este tópico em: 4.2.3.1 Caracterização dos valores dos impactos; 4.2.3.2 Comparação dos valores de impacto; 4.2.3.3 Comparação dos impactos dos diferentes segmentos corporais entre os diferentes eixos; e 4.2.3.4 Comparação dos impactos entre os segmentos corporais.

4.2.3.1. Caracterização dos valores dos impactos registrados por acelerômetro

Inicialmente, os resultados desta variável nos segmentos punho, quadril e tornozelo, estão dispostos, respectivamente, nas Tabelas 10, 11 e 12.

Tabela 10 – Valores de impacto no segmento corporal PUNHO frente a diferentes “tatamis” nos eixos x, y e z, expressos em g

VARIÁVEIS		“TATAMIS”							
Eixo		A	B	C	D	E	F	G	Média
X	\bar{X} (g)	170,35	202,00	218,27	130,39	155,29	150,16	156,30	168,97
	s (g)	33,49	33,84	39,65	27,14	24,94	31,81	28,70	31,37
	CV (%)	19,66	16,75	18,17	20,82	16,06	21,19	18,36	18,71
	Mínimo(g)	118,55	140,67	143,32	96,53	104,49	83,45	102,12	112,73
	Máximo(g)	226,40	254,74	264,22	178,98	193,58	203,75	194,11	216,54
y	\bar{X} (g)	63,00	67,97	61,48	39,52	58,73	39,99	64,91	56,51
	s (g)	12,02	10,47	12,00	9,70	12,89	12,42	18,97	12,64
	CV(%)	19,08	15,40	19,53	24,55	21,96	31,05	29,22	22,97
	Mínimo(g)	45,22	54,04	39,95	27,05	36,33	24,71	34,13	37,35
	Máximo(g)	80,74	92,63	84,70	61,92	74,83	55,33	95,82	78,00
z	\bar{X} (g)	221,69	230,87	300,94	270,74	301,11	231,51	267,05	260,56
	S (g)	22,44	16,31	24,13	19,01	25,80	23,52	30,13	23,05
	CV(%)	10,12	7,06	8,02	7,02	8,57	10,16	11,28	8,89
	Mínimo(g)	183,68	206,00	260,07	249,75	236,26	195,37	231,19	223,19
	Máximo(g)	260,78	253,23	322,33	300,10	322,58	260,35	326,61	292,28

Tabela 11 – Valores de impacto no segmento corporal QUADRIL nos diferentes “tatamis” nos eixos x, y e z, expressos em g

VARIÁVEIS		“TATAMIS”							
Eixo		A	B	C	D	E	F	G	Média
X	\bar{X} (g)	13,41	11,19	14,17	15,26	17,17	18,30	18,79	15,47
	s (g)	1,60	1,53	1,85	2,23	2,05	2,10	2,63	2,00
	CV (%)	11,97	13,69	13,02	14,61	11,92	11,45	14,00	12,95
	Mínimo(g)	10,83	8,66	10,84	12,32	13,77	14,80	14,72	12,28
	Máximo(g)	15,74	13,02	16,76	19,88	20,39	22,30	23,14	18,75
y	\bar{X} (g)	12,89	5,96	6,64	9,03	8,81	8,83	10,32	8,93
	s (g)	4,19	1,34	0,93	2,08	1,25	2,16	2,64	2,08
	CV (%)	32,49	22,49	13,95	23,00	14,18	24,41	25,53	22,29
	Mínimo(g)	6,13	4,37	5,26	6,05	7,04	6,37	6,05	5,90
	Máximo(g)	19,54	7,83	8,44	13,30	10,86	12,57	14,48	12,43
z	\bar{X} (g)	12,88	6,65	9,50	17,63	8,00	13,84	16,06	12,08
	s (g)	1,37	0,70	0,66	1,81	1,05	2,02	1,75	1,34
	CV (%)	10,65	10,52	6,98	10,30	13,13	14,60	10,86	11,00
	Mínimo(g)	10,97	5,94	7,99	13,81	6,12	10,25	13,77	9,84
	Máximo(g)	14,55	7,95	10,18	20,82	9,53	16,07	18,77	13,98

Na análise dos dados contidos na Tabela 10, constata-se que no segmento corporal punho, os maiores valores de impacto ocorrem nos “tatamis” “E” (301,11 g) e “C” (300,94 g) ambos no eixo z, e os menores nos “tatamis” “F” (39,99 g) e “D” (39,52 g) ambos no eixo y. De maneira geral, os valores mais altos ocorreram no eixo z, (\bar{X} = 260,56 g), os intermediários no eixo x (\bar{X} = 168,97 g) e os menores no eixo y (\bar{X} = 56,61 g). Verifica-se,

também, uma grande variabilidade dos dados, principalmente no eixo y ($\overline{CV} = 22,97\%$), que foi maior nos sete “tatamis”, seguido do x ($\overline{CV} = 18,71\%$).

Quanto aos valores de impacto do quadril, com base nos dados contidos na Tabela 11, pode-se verificar que os valores mais altos de impacto foram obtidos nos “tatamis” “G” e “F”, eixo x, 18,79 g e 18,30 g, respectivamente. De uma maneira geral foi no segmento corporal quadril que ocorreram os menores valores de impacto em todos os eixos, sendo o menor valor médio de 5,96 g no eixo y, “tatami” “B” e a maior de 18,79 g no eixo x, “tatami” “G”. Ainda, verifica-se o médio índice de variabilidade, nos eixos x $\overline{CV} \% = 12,95$ e no eixo z $\overline{CV} \% = 11,00$ e no eixo y alto índice, com $\overline{CV} \% = 22,29$. De acordo com os critérios de Gomes (1990), estes valores indicam a heterogeneidade de resposta na interação dos corpos apontando a dificuldade de execuções padronizadas, principalmente no eixo y, indicando que o corpo do “uke” sofre ao contatar com o solo, deslocamentos no sentido longitudinal do tronco.

Na seqüência das análises são apresentados os resultados dos impactos no segmento corporal tornozelo, cujos valores estão contidos na Tabela 12.

Tabela 12 – Valores de impacto no segmento corporal TORNOZELO contra diferentes “tatamis” nos eixos x, y e z, expressos em g

VARIÁVEIS		“TATAMIS”							
Eixo		A	B	C	D	E	F	G	Média
X	\bar{X} (g)	108,99	111,04	56,77	101,15	118,87	111,30	114,90	103,29
	s (g)	11,19	6,82	7,91	18,68	5,45	10,96	8,03	9,86
	CV (%)	10,27	6,14	13,94	18,47	4,58	9,85	6,99	10,03
	Mínimo(g)	85,12	102,53	46,24	68,24	109,77	87,52	103,91	86,19
	Máximo(g)	121,63	122,08	71,19	123,49	125,04	123,00	125,65	116,01
y	\bar{X} (g)	94,03	69,93	82,72	48,37	61,21	42,14	60,51	65,56
	s (g)	7,05	11,94	15,61	6,82	9,61	6,72	5,87	9,09
	CV (%)	7,50	17,07	18,87	14,11	15,71	15,94	9,70	14,13
	Mínimo(g)	83,18	54,15	63,22	39,04	50,50	34,39	49,13	53,37
	Máximo(g)	109,48	88,36	105,83	56,49	80,43	51,82	71,29	80,53
z	\bar{X} (g)	371,37	297,12	349,94	296,01	304,56	159,01	211,11	284,16
	s (g)	47,48	28,84	26,90	46,40	32,83	25,51	34,22	34,60
	CV (%)	12,79	9,71	7,69	15,68	10,78	16,05	16,21	12,70
	Mínimo(g)	290,52	256,47	301,12	212,23	253,62	121,26	170,01	229,32
	Máximo(g)	438,53	358,82	387,36	344,95	350,87	195,94	256,68	333,31

Analisando os resultados contidos na Tabela 12, verifica-se que para o segmento corporal tornozelo, os valores de impactos maiores foram obtidos no eixo z, nos “tatamis” “A” (371,37 g) e “C” (349,94 g), enquanto que menores impactos foram registrados no eixo y, “tatamis” “F” (42,14 g) e “D” (48,37 g). Quanto a variabilidade dos dados, constata-se que os coeficientes de variação obtidos nos três eixos apontam para uma média variabilidade (x -

$\overline{CV} \% = 10,03$; $y - \overline{CV} \% = 14,13$ e $z - \overline{CV} \% = 12,70$), considerando os critérios de Gomes (1990). Porém, foi no “tatami” “D” que houve os maiores índices nos três eixos ($x=18,47\%$; $y=14,11\%$ e $z=15,68\%$).

Por fim, os três segmentos corporais apresentaram baixos e médios índices de variabilidades dos impactos na maioria dos “tatamis”, com exceção dos “tatamis” “D”, “E” e “G”, que foram de variabilidade alta no segmento corporal punho, assim como os “tatamis” “B”, “D”, “F” e “G” no segmento corporal quadril, eixo y. Ainda, os “tatamis” “F” (punho eixo y) e “A” (quadril eixo y) apresentaram alta variabilidade. Este fato pode ser explicado, possivelmente pelas interferências na realização dos movimentos em função: a) da existência de cabos que ligam o acelerômetro fixado no corpo do judoca ao sistema de aquisição de dados; b) dos executantes estarem em ambiente laboratorial; c) de estarem sem a vestimenta adequada (“judogui”); d) das projeções serem efetuadas de forma que o segmento avaliado batesse sobre a região delimitada (plataforma de força sob os “tatamis” de 46,4 x 50,8 cm); e e) pela percepção visual e tátil dos judocas dos materiais a serem testados, a qual influenciava na velocidade da aplicação da técnica e, conseqüentemente, na realização do “ukemi”, como forma de autoproteção, resultando em maior variabilidade nos valores de impacto.

Fazendo uma comparação com os valores das FRS transmitidos através dos “tatamis”, o quadril apresentou maior valor de impacto em relação aos segmentos punho e tornozelo, registrados nas plataformas de forças. Todavia, quando medidos em virtude de g , estes foram menores que os valores de impactos do tornozelo e do punho. Acredita-se que este fenômeno tenha explicação pelo fato de que, sobre a plataforma de força há grande influência da massa do corpo enquanto que, quando registrados com acelerômetros, as variáveis determinantes são a velocidade e o tempo (aceleração).

4.2.3.2 Comparação dos valores de impactos entre os diferentes tipos de “tatamis”, registrados por acelerômetro

Terminada a caracterização dos valores de impactos (g), na continuidade deste objetivo, para comparar os impactos nos diferentes segmentos corporais entre os tipos de “tatamis”, aplicou-se à análise de variância a $p \leq 0,05$, e naqueles em que houve, pelo menos uma diferença significativa aplicou-se a pós-análise utilizando-se do teste de *Tukey*. Os resultados, referente ao segmento corporal punho, estão contidos na Tabela 13 e representados nos Gráficos 5, 6 e 7; os dados referentes ao quadril estão na Tabela 14 e representados no Gráfico 8, 9 e 10 e os dados do segmento corporal tornozelo estão na Tabela 15 e representados nos Gráfico 11, 12 e 13.

A partir dos resultados da Tabela 13, verifica-se que, pelo menos em um dos “tatamis”, os valores de impacto foram diferentes dos demais no segmento corporal punho nos eixos x, y e z.

Para verificar onde ocorreram as diferenças aplicou-se um teste “post hoc” (Tukey) a $p \leq 0,05$, cujos resultados estão dispostos nas Tabela 13a (eixo x), Tabela 13b (eixo y) e 13c (eixo z) – Apêndice F, e representados nos Gráfico 5, 6 e 7, respectivamente.

Tabela 13 – Comparação dos valores de impactos do segmento corporal PUNHO (eixos x, y e z) entre diferentes “tatamis”

EIXO	FONTE DE VARIAÇÃO		GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	P	
X	Entre grupos		6	9522,98	9,48	0,00*	
	Dentro grupo		63	1004,79			
Y	Entre grupos		6	1391,61	8,31	0,00*	
	Dentro grupo		63	167,51			
Z	Entre grupos		6	11094,24	20,23	0,00*	
	Dentro grupo		63	548,54			
Valores de impactos médios, em ordem crescente, dos diferentes “tatamis”, expressos em g.							
X	130,39 (D)	150,16 (F)	155,29 (E)	156,30 (G)	170,35 (A)	202,00 (B)	218,27 (C)
Y	39,53 (D)	39,99 (F)	58,73 (E)	61,48 (C)	63,00 (A)	64,91 (G)	67,97 (B)
Z	221,9 (A)	230,87 (B)	231,51 (F)	267,05 (G)	270,74 (D)	300,94 (C)	301,11 (E)

* significativo

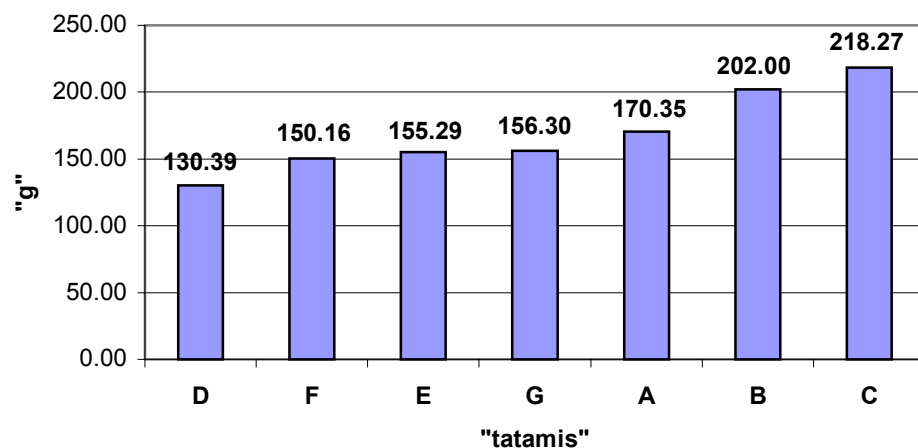


Gráfico 5 – Valores de impacto do segmento corporal PUNHO no eixo x, expressos em g

De acordo com os resultados da comparação, Tabela 13a (Apêndice F), e Gráfico 5, pode-se afirmar que:

- a média dos valores de impacto do “tatami” “C” (218,27 g) apresentou o maior valor e o “tatami” “D” (130,39 g) a menor;

- b) a média dos valores de impacto do “tatami” “C” (218,27 g) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “A” (170,35 g), “D” (130,39 g), “E” (155,29 g), “F” (150,16 g) e “G” (156,30 g);
- c) a média dos valores de impacto do “tatami” “B” (202,00 g) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “D” (130,39 g), “E” (155,29 g), “F” (150,16 g) e “G” (156,30 g).

Em síntese, o “tatami” “C” apresentou a maior média dos valores de impacto e o “tatami” “D” a menor; não houve diferenças significativas entre as médias dos valores de impacto do “tatami” “A” com “B”, “D”, “E”, “F” e “G”; “B” com “C”; “D” com “E”, “F” e “G”; “E” com “F” e “G”, e “F” com “G”; e, em ordem crescente os “tatamis” podem ser assim classificados: “D”, “F”, “E”, “G”, “A”, “B”, “C”.

Em relação à comparação dos valores de impacto no segmento corporal punho eixo y, os dados estão contidos na Tabela 13b (Apêndice F) e Gráfico 6.

Ao se analisar os resultados da comparação, Tabela 13b (Apêndice F) e Gráfico 10, pode-se afirmar que:

- a) a média dos valores de impacto do “tatami” “B” (67,97 g) apresentou o maior valor no eixo y e o “tatami” “D” (39,53 g) a menor;
- b) as médias dos valores de impacto dos “tatamis” “D” (39,53 g) e “F” (39,99 g) foram diferentes e menores que as dos demais “tatamis”.

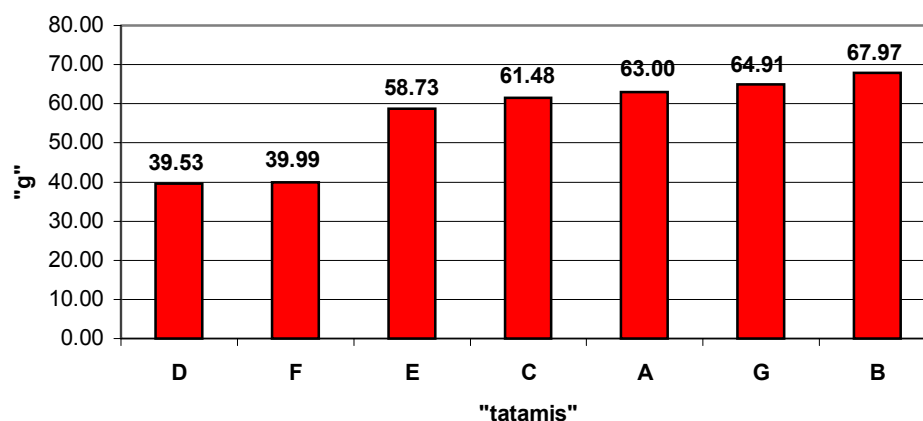


Gráfico 6 – Valores de impacto do segmento corporal PUNHO no eixo y, expressos em g

Em síntese, o “tatami” “B” apresentou o maior valor de impacto no eixo y, semelhantes aos valores de impacto dos “tatamis” “E”, “C”, “A” e “G” que, por sua vez, foram semelhantes entre si; e o “tatami” “D” o menor valor equivalente ao do “tatami” “F”. Formando dois blocos, colocados em ordem crescente: o primeiro formado pelos “tatamis” “D” e “F”, e um segundo, formado pelos “tatamis” “E”, “C”, “A”, “G”, “B”.

No que diz respeito à comparação dos valores de impacto no segmento corporal punho, eixo z, os dados estão contidos na Tabela 13c (Apêndice F).

Conforme os resultados da comparação contidos na Tabela 13c (Apêndice F), representado no Gráfico 7, pode-se afirmar que:

- a) a média dos valores de impacto do “tatami” “E” (301,11 g) apresentou o maior valor e o “tatami” “A” (221,69 g) a menor;
- b) as médias dos valores de impactos dos “tatamis” “A” (221,69 g) e “B” (230,87 g) foram diferentes e menores que as médias dos “tatamis” “C” (300,94 g), “D” (270,74 g), “E” (301,11 g) e “G” (267,05 g);
- c) a média dos valores de impacto do “tatami” “C” (300,94 g) e “E” (301,11 g) foram diferente e maiores que as dos “tatamis” “F” (231,51 g) e “G” (267,05 g);
- d) as médias dos valores de impactos dos “tatamis” “D” (270,74 g) e “G” (267,05 g) foram diferente e maiores que a do “tatami” “F” (231,51 g).

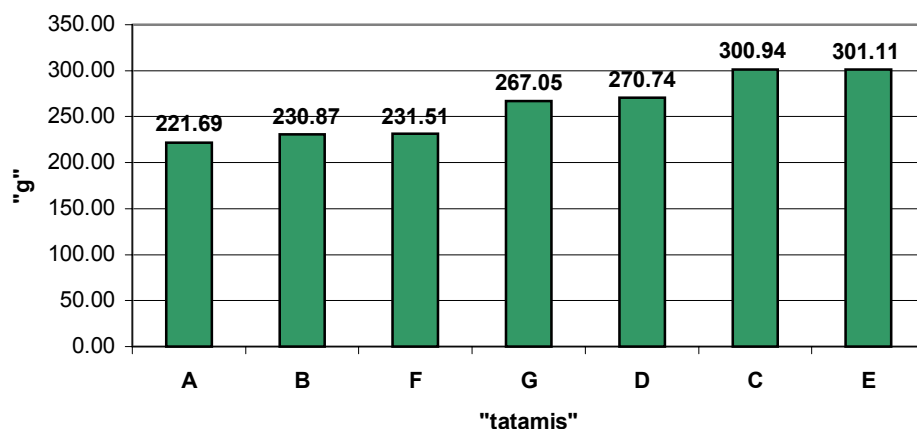


Gráfico 7 – Valores de impacto do segmento corporal PUNHO no eixo z, expressos em g

Em síntese, o “tatami” “E” apresentou o maior valor de impacto no punho eixo z e semelhante ao “tatami” “C”, formando um platô composto pelos maiores valores; o “tatami” “A” o menor, semelhante a “B” e “F”, formando um platô com os menores valores; e os “tatamis” “G” e “D” ocupam uma posição intermediária, sendo menores que “D”, “C” e “E” e maiores que “A”, “B” e “F”. Independe das diferenças significativas, os “tatamis” foram classificados em ordem crescente de valores médios de impacto, para o segmento corporal punho, eixo z, em: “A”; “B”; “F”; “G”; “D”; “C”; e “E”.

Na seqüência do estudo, fez-se à comparação das médias dos impactos do segmento corporal Quadril entre diferentes “tatamis”. Os resultados destas comparações estão expressos nas Tabelas 14, a seguir.

Analisando os resultados das comparações (Tabela 14) constata-se que nos três eixos, pelo menos um “tatami” apresentou valores de impacto diferentes dos demais. Para verificar onde ocorreram as diferenças nas médias, aplicou-se um teste “post-hoc” (Tukey) para cada eixo x, y e z a $p \leq 0,05$, cujos resultados estão contidos, respectivamente, nas Tabelas 14a, 14b e 14c – Apêndice F e representados nos Gráficos 8, 9 e 10.

Tabela 14 – Comparação dos valores de impacto entre diferentes “tatamis” no segmento corporal QUADRIL (eixos x, y e z).

EIXO	FONTE DE VARIAÇÃO		GI	QUADRADOS MÉDIOS		F	p
x	Entre grupos		6	77,06		18,73	0,00*
	Dentro grupo		63	4,11			
y	Entre grupos		6	52,79		9,82	0,00*
	Dentro grupo		63	5,38			
z	Entre grupos		6	171,90		83,94	0,00*
	Dentro grupo		63	2,05			
Valores de impactos médios, em ordem crescente, dos diferentes “tatamis”, expressos em g.							
x	11,19 (B)	13,41 (A)	14,17 (C)	15,26 (D)	17,17 (E)	18,30 (F)	18,79 (G)
y	5,96 (B)	6,64 (C)	8,81 (E)	8,83 (F)	9,03 (D)	10,32 (G)	12,89 (A)
z	6,65 (B)	8,0 (E)	9,50 (C)	12,88 (A)	13,84 (F)	16,06 (G)	17,63 (D)

* significativo

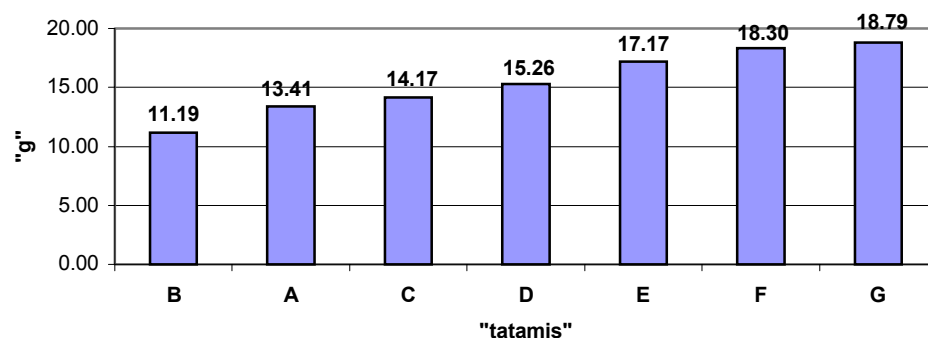


Gráfico 8 – Valores de impacto do segmento corporal QUADRIL nos diferentes “tatamis”, eixo x, expressos em g

Com relação ao eixo x, considerando a Tabela 14a (Apêndice F) e o Gráfico 12, pode-se afirmar que:

- a média dos valores de impacto do “tatami” “G” (18,79 g) foi a maior de todas e “B” (11,19 g) a menor;
- as médias dos valores de impacto dos “tatamis” “F” (18,30 g) e “G” (18,79 g) foram diferentes e maiores que as médias dos “tatamis” “A” (13,41 g); “B” (11,19 g); “C” (14,17 g) e “D” (15,26 g);

- c) a média dos valores de impacto do “tatami” “A” (13,41 g) foi diferente e menor que a média do “tatami” “E” (17,17 g);
- d) a média dos valores de impacto do “tatami” “B” (11,19 g) foi diferente e menor que as médias dos “tatamis” “C” (14,17 g); “D” (15,26 g) e “E” (17,17 g);
- e) a média dos valores de impacto do “tatami” “C” (14,17 g) foi diferente e menor que a média do “tatami” “E” (17,17 g).

Em síntese, o “tatami” “G” foi o que apresentou maior valor de impacto, porém, não diferiu estatisticamente de “F” e “E”; o “tatami” “B” foi o menor, mas não diferente do “tatami” “A” que, por sua vez, foi semelhante aos valores dos “tatamis” “C” e “D”; os “tatamis” “C”, “D” e “E” apresentaram valores de impacto intermediários, porém, diferentes entre si em ordem crescente. Independente dos níveis de significância, em ordem crescente, os “tatamis” foram classificados em termos de impacto no segmento corporal quadril, eixo x, em: “B”, “A”, “C”, “D”, “E”, “F”, e “G”.

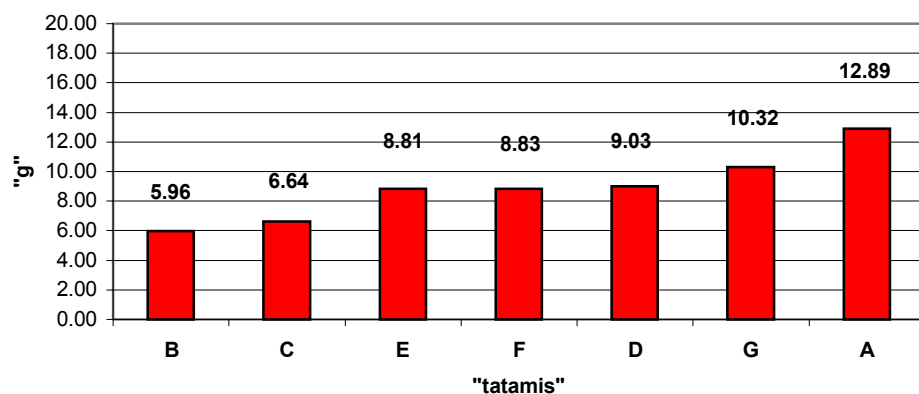


Gráfico 9 – Valores de impacto do segmento corporal QUADRIL nos diferentes “tatamis”, eixo y, expressos em g

Com relação às comparações dos valores de impacto do quadril, eixo y, frente os dados da Tabela 14b (Apêndice F) e Gráfico 9, pode-se verificar que:

- a) a média dos valores de impacto do “tatami” “A” (12,89 g) foi a maior e a do “tatami” “B” (5,96 g) a menor;
- b) a média dos valores de impacto do “tatami” “A” (12,89 g) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “B” (5,96 g); “C” (6,64 g); “D” (9,03 g); “E” (8,81 g) e “F” (8,83 g);
- c) a média dos valores de impacto do “tatami” “G” (10,32 g) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “B” (5,96 g) e “C” (6,64 g).

Em síntese o “tatami” “A” apresentou o maior valor de impacto, porém, semelhante ao “tatami” “G”; o “tatami” “B” foi o menor, mas não diferente dos “tatamis” “C”, “D”, “E” e “F”; retirando-se os extremos (“B” e “A”), os demais “tatamis” possuíam valores de impacto

semelhantes. Independente das diferenças significativas, os “tatamis” foram classificados em ordem crescente de valores de impacto do segmento corporal quadril eixo y em: “B”; “C”; “E”; “F”; “D”; “G”; e “A”.

Na sequência fez-se às comparações dos valores de impacto do quadril no eixo vertical (z), e os resultados estão na Tabela 14c (Apêndice F) e Gráfico 10.

A partir da análise dos dados, referentes ao eixo z (quadril), constata-se na Tabela 14c (Apêndice F) e o Gráfico 14, que :

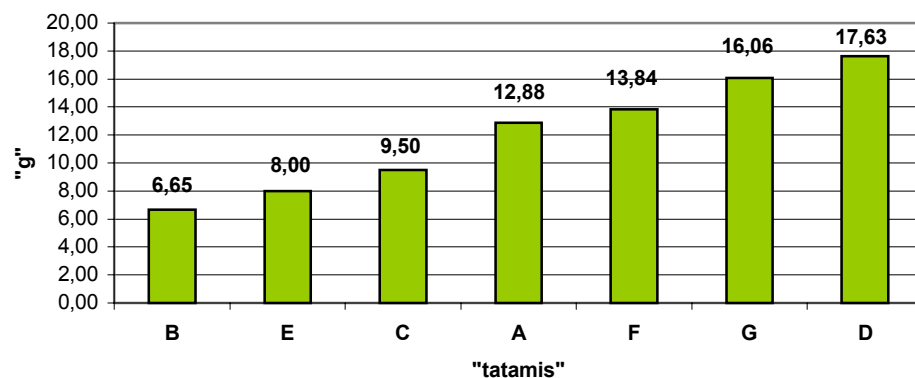


Gráfico 10 – Valores de impacto do segmento corporal QUADRIL nos diferentes “tatamis”, eixo z, expressos em g

- o “tatami” “D” (17,63 g) foi aquele que apresentou a maior média dos valores de impacto quando comparados aos diferentes “tatamis” e o “B” (6,65 g) a menor;
- o “tatami” “D”, além de apresentar a maior média dos valores de impacto, foi significativamente maior e diferente das médias dos tatamis: “A” (12,88 g); “B” (6,65 g), “C” (9,50 g); “E” (8,00 g); e “F” (13,84 g);
- a média dos valores de impacto do “tatami” “A” (12,88 g) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “B” (6,65 g), “C” (9,50 g), “E” (8,00 g) e menor que “F” (13,84 g) e “G” (16,06 g);
- a média dos valores de impacto do “tatami” “B” (6,65 g) foi diferente e menor que as médias dos “tatamis” “C” (9,50 g), “F” (13,84 g) e “G” (16,06 g);
- as médias dos valores de impactos dos “tatamis” “C” (9,50 g) e “E” (8,00 g) foram diferentes e menores que as médias dos “tatamis” “F” (13,84 g) e “G” (16,06 g).

Em síntese, o “tatami” “D” apresentou o maior valor de impacto, contudo semelhante ao “tatami” “G”; o “B” o menor valor, porém, semelhante ao “tatami” “E”. Em ordem crescente os valores médios dos impactos apresentam a seguinte classificação: “B”; “E”; “C”; “A”; “F”; “G”; e “D”.

Analisando os resultados dos impactos (g) nos três eixos do segmento corporal quadril, pode-se verificar, de uma maneira geral, que o “tatami” “G” foi aquele que apresentou média maior que os demais e o “tatami” “B” a menor.

No que concerne ao segmento corporal tornozelo, observando o resultado da análise ANOVA na Tabela 15, pode-se afirmar que, em pelo menos um dos “tatamis”, houve diferença significativa em todos os eixos (x, y e z).

Tabela 15 – Comparação dos valores de impacto entre diferentes “tatamis” no segmento corporal TORNOZELO (eixos x, y e z)

EIXO	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	p		
x	Entre grupos	6	4504,272	39,53	0,000000*		
	Dentro grupo	63	113,9534				
y	Entre grupos	6	3354,736	35,87	0,000000*		
	Dentro grupo	63	93,51304				
z	Entre grupos	6	56092,85	44,30	0,000000*		
	Dentro grupo	63	1266,163				
Valores de impactos médios, em ordem crescente, dos diferentes “tatamis”, expressos em g.							
x	56,77 (C)	101,15 (D)	108,99 (A)	111,04 (B)	111,30 (F)	114,90 (G)	118,87 (E)
y	42,14 (F)	48,37 (D)	60,51 (G)	61,21 (E)	69,93 (B)	82,72 (C)	94,03 (A)
z	159,01 (F)	211,11 (G)	296,01 (D)	297,12 (B)	304,56 (E)	349,94 (C)	371,37 (A)

* significativo

Para verificar onde ocorreram as diferenças, aplicou-se um teste “post-hoc” (*Tukey*) para cada eixo, a $p \leq 0,05$, conforme consta nas Tabelas 15a, 15b e 15c do Apêndice F.

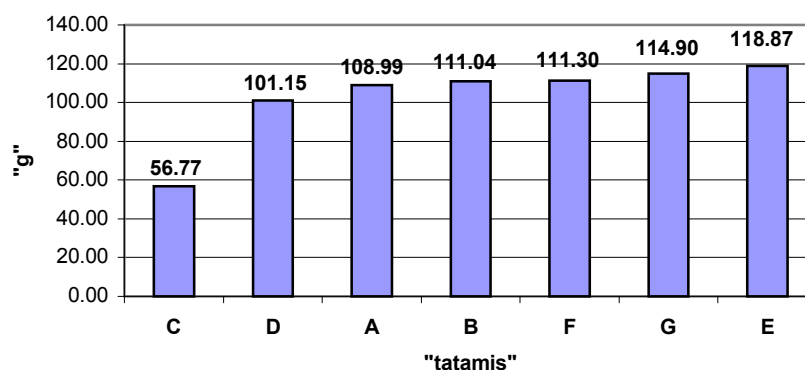


Gráfico 11 – Valores de impacto do segmento corporal TORNOZELO nos diferentes “tatamis” no eixo x, expressos em g

Quanto ao eixo x, de acordo com a Tabela 15a (Apêndice F) e o Gráfico 11, verifica-se que o “tatami” “E” (118,87 g) foi aquele que apresentou a maior média dos valores de

impacto, porém, significativamente maior que as médias dos “tatamis” “D” (101,15 g) e “C” (56,77 g), sendo que esse apresentou significativamente a menor média perante aos demais.

Em síntese, o “tatami” “C” apresentou o menor valor, o “E” o maior valor de impacto, porém, semelhante aos “tatamis” “A”, “B”, “F” e “G”. Em ordem crescente são classificados em: “C”; “D”; “A”; “B”; “F”; “G”; e “E”.

Na seqüência do estudo, fez-se a comparação dos valores de impactos entre os diferentes “tatamis” no eixo y. Os resultados destas comparações estão expostos na Tabela 15b (Apêndice F), e representados no Gráfico 12.

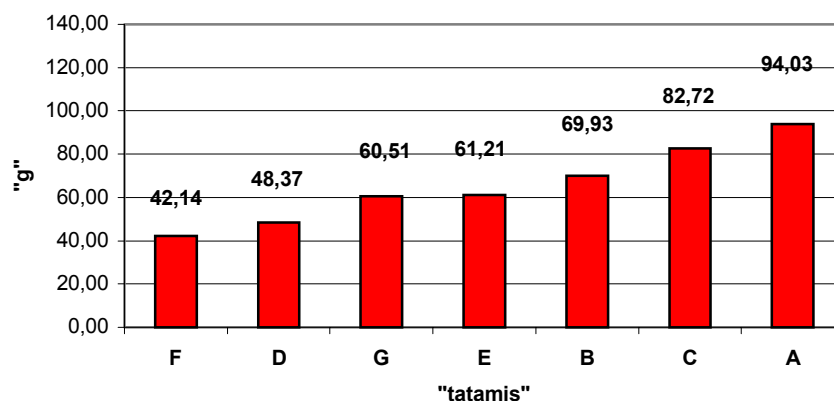


Gráfico 12 – Valores de impacto do segmento corporal TORNOZELO nos diferentes “tatamis” no eixo y, expressos em g

Com relação ao eixo y, de acordo com a Tabela 15b (Apêndice F) e o Gráfico 12, pode-se afirmar que:

- o “tatami” “A” (94,03 g) foi aquele que apresentou maior média dos valores de impacto, porém, semelhante ao “tatami” “C” (82,72 g), e o “tatami” “F” (42,14 g) a menor, e semelhante ao “D” (48,37 g);
- a média dos valores de impacto do “tatami” “A” (94,03 g) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “B” (69,63 g), “D” (48,37 g), “E” (61,21 g), “F” (42,14 g) e “G” (60,51 g);
- a média dos valores de impacto do “tatami” “B” (69,93 g) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “D” (48,37 g) e “F” (42,14g);
- a média dos valores de impacto do “tatami” “C” (82,72 g) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “D” (48,37 g), “E” (61,21 g), “F” (42,14 g) e “G” (60,51 g);
- a média dos valores de impacto do “tatami” “E” (61,21 g) foi diferente e maior que “F” (42,14 g) e este menor que “G” (60,51 g).

Em síntese, o “tatami” “A” apresentou o maior valor médio de impacto e o “F” o menor; não houve diferença significativa entre os “tatamis” “A” com “C”; “B” com “C”, “E” e “G”; “D” com “E”, “F” e “G”, e “E” com “G”; em ordem crescente, independente da diferença, são classificados em: “F”; “D”; “G”; “E”; “B”; “C”; e “A”.

Finalizando este tópico, fez-se a comparação dos valores de impactos entre os diferentes “tatamis” no eixo z. Os resultados destas comparações estão expostos na Tabela 15c (Apêndice F), e representados no Gráfico 13.

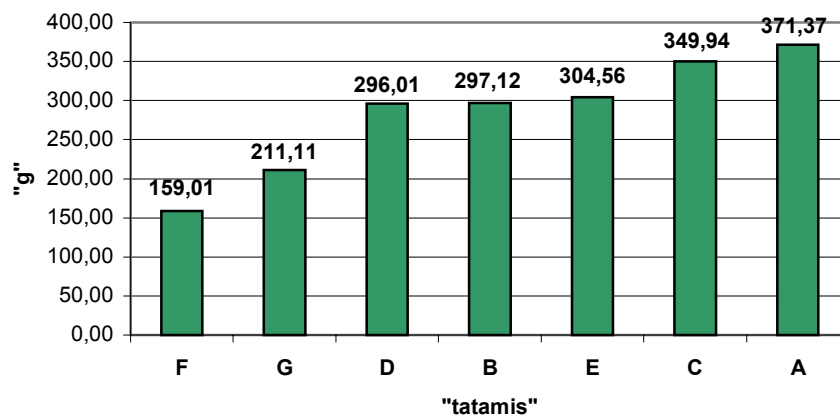


Gráfico 13 – Valores de impacto do segmento corporal TORNOZELO nos diferentes “tatamis” no eixo z, expressos em g

Com relação ao eixo z, analisando os resultados da Tabela 15c (Apêndice F) e ilustrados no Gráfico 13, pode-se afirmar que:

- as maiores médias dos valores de impactos ocorreram no “tatami” “A” (371,37 g) e as menores no “tatami” “F” (159,01 g);
- a média dos valores de impacto do “tatami” “A” (371,37 g) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “B” (297,12 g), “D” (296,01 g), “E” (304,56 g), “F” (159,01 g) e “G” (211,11 g);
- a média dos valores de impacto do “tatami” “B” (297,12 g) foi menor que a média do “C” (349,94 g) e maior que a média do “F” (159,01 g) e “G” (211,11 g);
- a média dos valores de impacto do “tatami” “C” (349,94 g) foi maior que as médias dos “tatamis” “D” (296,01 g), “F” (159,01 g) e “G” (211,11 g);
- as médias dos valores de impacto dos “tatamis” “D” (296,01 g) e “E” (304,56 g) foram maiores que as médias dos “tatamis” “F” (159,01 g) e “G” (211,11 g) e, por sua vez, o “tatami” “F” (159,01 g) foi menor que a média do “G” (211,11 g).

Em síntese, o “tatami” “A” apresentou o maior valor médio de impacto e o “F” o menor; não houve diferenças entre: os tatamis “A” com “C”; “E” com “B”, “C” e “D”. Em

ordem crescente, independente das diferenças serem significativas, os “tatamis” são classificados em: “F”; “G”; “D”; “B”; “E”; “C”; e “A”.

Para o segmento corporal TONOZELO, os valores mais altos foram encontrados nos “tatamis” “A” (eixo y e z) e “E” (eixo x), e os mais baixos nos “tatamis” “C” (eixo x) e “F” (y e z).

Com base nas comparações anteriores, pode-se sintetizar que para o segmento corporal punho, os valores mais altos foram obtidos nos “tatamis” “C”, “B” e “E”, enquanto que para o quadril foram os “tatamis” “G”, “A” e “D” e, para o tornozelo, os “tatamis” “E”, “A” e “A” nos eixos x, y e z, respectivamente para todos os “tatamis”.

4.2.3.3 Comparação dos impactos entre os diferentes eixos (x, y e z)

A partir da comparação dos impactos corporais entre os diferentes tipos de “tatamis” em cada eixo (x, y e z), julgou-se necessário comparar tais valores entre os respectivos eixos. Inicialmente as comparações foram feitas para o segmento corporal punho e os resultados estão dispostos na Tabela 16, a seguir.

Tabela 16 – Comparação dos valores de impactos, entre os eixos (x, y e z), no segmento corporal PUNHO em cada tipo de “tatami”

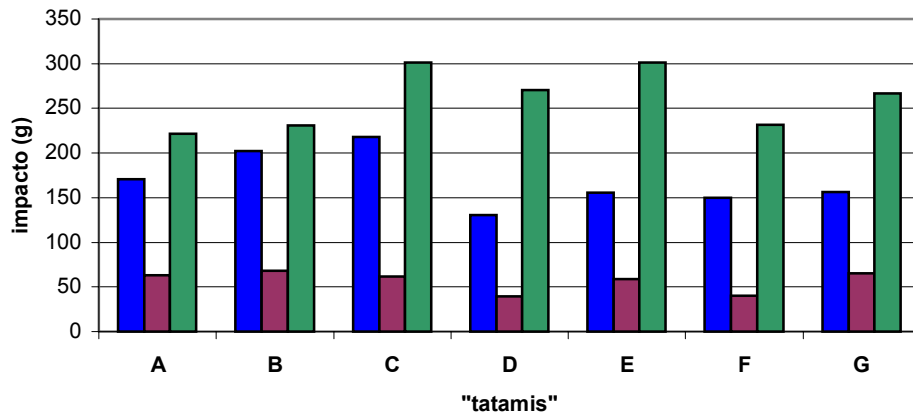
“tatami”	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	p
<u>A</u>	Entre grupos Dentro grupo	2 27	65570,08 589,89	111,16	0,00*
B	Entre grupos Dentro grupo	2 27	75560,25 506,93	149,06	0,00*
C	Entre grupos Dentro grupo	2 27	147931,2 766,18	193,08	0,00*
D	Entre grupos Dentro grupo	2 27	135697,8 397,44	341,43	0,00*
E	Entre grupos Dentro grupo	2 27	148894,2 484,57	307,27	0,00*
F	Entre grupos Dentro grupo	2 27	92395,09 573,10	161,22	0,00*
G	Entre grupos Dentro grupo	2 27	102469,3 697,17	146,98	0,00*

* significativo

A partir das comparações realizadas entre os eixos no segmento corporal punho, contidas na Tabela 16a (Apêndice G) e representados no Gráfico 14, evidencia-se que os valores médios de impacto do eixo z foram diferentes e maiores que os eixos x e y, assim como os valores médios do eixo x foram diferentes e maiores que os do eixo y.

O fato dos valores médios de impactos obtidos no eixo z (vertical) serem maiores, seguidos pelos valores do eixo x (latero-lateral) e em menores valores no eixo y (longitudinal), é decorrente das próprias características de realização do amortecimento de queda (“zempo-kaiten-ukemi”), cujo movimento do membro superior para a batida da mão

no “tatami”, tem deslocamento combinado das direções vertical e médio-lateral, propiciando uma abordagem no “tatami” de dentro para fora, justificando os valores gradativos de z para x e para y.



	A	B	C	D	E	F	G
X	170,35	202,00	218,27	130,39	155,29	150,16	156,30
Y	63,00	67,97	61,48	39,52	58,73	39,99	64,91
Z	221,69	230,87	300,94	270,74	301,11	231,51	267,05

Gráfico 14 – Valores de impactos, nos diferentes tipos de “tatamis” nos eixos x, y e z, do segmento corporal PUNHO, expressos em g

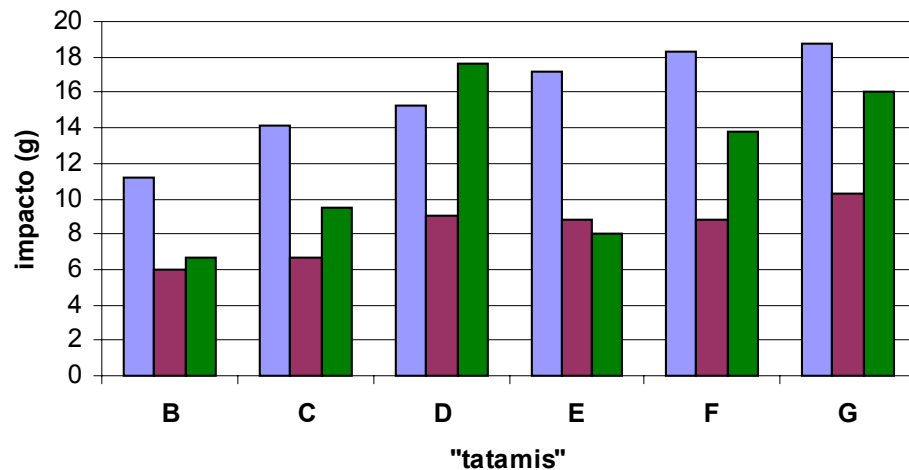
Da mesma forma, fez-se as comparações para o segmento quadril, cujos dados estão expressos nas Tabelas 17.

Tabela 17 – Comparação dos valores de impactos, entre os eixos (x, y e z) do segmento corporal QUADRIL

“tatami”	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	p
A	Entre grupos	2	0,90	0,12	0,88
	Dentro grupo	27	7,34		
B	Entre grupos	2	80,64	52,21	0,00*
	Dentro grupo	27	1,54		
C	Entre grupos	2	144,49	92,16	0,00*
	Dentro grupo	27	1,57		
D	Entre grupos	2	197,35	47,10	0,00*
	Dentro grupo	27	4,49		
E	Entre grupos	2	257,52	112,72	0,00*
	Dentro grupo	27	2,28		
F	Entre grupos	2	224,27	51,29	0,00*
	Dentro grupo	27	4,37		
G	Entre grupos	2	186,86	33,15	0,00*
	Dentro grupo	27	5,64		

* significativo

Interpretando as comparações contidas na Tabela 17, verifica-se que, com exceção do “tatami” “A”, pelo menos um dos eixos apresentou valores de impactos diferente dos demais nos outros seis “tatamis”. Para verificar onde ocorrem tais diferenças, aplicou-se uma pós-análise de *Tukey*, cujos resultados, podem ser evidenciados na Tabela 17a (Apêndice G) e representados no Gráfico 15.



□ Média	B	C	D	E	F	G
X 🟢	11,19	14,17	15,26	17,17	18,30	18,79
Y 🟡	5,96	6,64	9,03	8,81	8,83	10,32
Z 🟠	6,65	9,50	17,63	8,00	13,84	16,06

Gráfico 15 – Valores de impactos, nos diferentes tipos de “tatamis” nos eixos x, y e z, do segmento corporal QUADRIL, expressos em g

De acordo com os resultados da pós-análise na Tabela 17a (Apêndice G) e visualizando o Gráfico 15, relacionado à comparação dos eixos no segmento corporal quadril, pode-se afirmar que:

- os valores médios de impacto obtidos no eixo x foram diferentes e maiores que os valores encontrados nos eixos y e z nos “tatamis” “B”, “C”, “E”, “F” e “G”;
- os valores médios de impacto do eixo z foram diferentes e maiores que os valores encontrados no eixo x e y e os valores de x foram maiores que os de y, no “tatami” “D”;
- os valores médios de impacto do eixo z foram diferentes e maiores que os valores do eixo y nos “tatamis” “C”, “F” e “G”;
- não houve diferença significativa entre os valores médios de impacto nos eixos y e z nos “tatamis” “B” e “E”.

Sintetizando o resultado da comparação dos valores de impactos (g) entre os eixos (x , y e z) no segmento corporal quadril, pode-se afirmar que o eixo x (latero-lateral), com exceção do “tatami” “D”, apresentou valores médios significativamente maiores que os demais “tatamis”, seguido do eixo z (vertical) e os menores valores no eixo y (longitudinal).

O fato da predominância de maiores valores médios de impactos no eixo latero-lateral (x), na grande maioria dos “tatamis”, pode ser explicado pela posição em diagonal adotada pelo corpo (lateral e semicurvado) na finalização do “ukemi”, posição esta que propicia as maiores cargas nesta direção.

Da mesma forma que no Punho e no Quadril, fez-se às comparações dos valores de impacto entre os eixos (x , y e z), para o segmento corporal Tornozelo. Os resultados destas comparações estão contidos na Tabela 18.

Tabela 18 – Comparação dos valores de impactos entre os eixos (x , y e z) do segmento corporal TORNOZELO

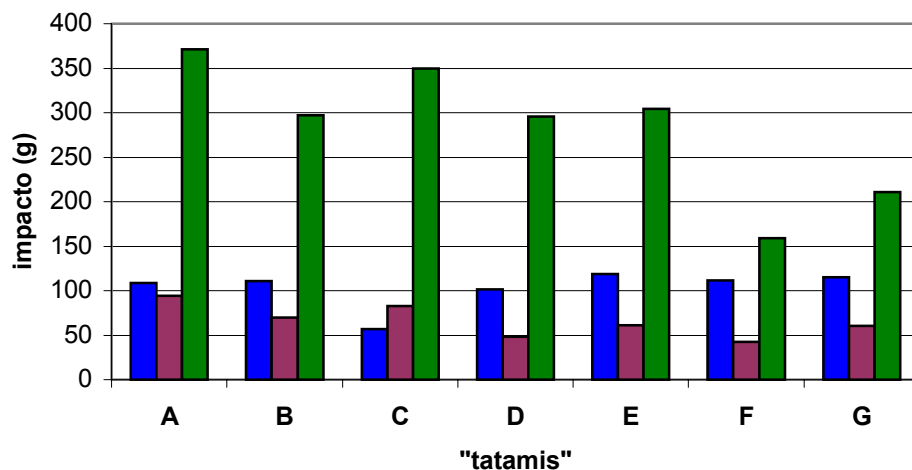
“tatamis”	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	p
A	Entre grupos Dentro grupo	2 27	243301,90 809,87	300,42	0,00*
B	Entre grupos Dentro grupo	2 27	146556,40 340,22	430,76	0,00*
C	Entre grupos Dentro grupo	2 27	263371,80 343,38	766,99	0,00*
D	Entre grupos Dentro grupo	2 27	170145,00 849,65	200,25	0,00*
E	Entre grupos Dentro grupo	2 27	161716,20 399,96	404,33	0,00*
F	Entre grupos Dentro grupo	2 27	34532,12 272,07	126,92	0,00*
G	Entre grupos Dentro grupo	2 27	58158,69 423,31	137,39	0,00*

* significativo

De acordo com os resultados contidos na Tabela 18, verifica-se que para todos os “tatamis”, os valores dos impactos, foram diferentes em pelo menos um eixo. Para verificar tais diferenças aplicou-se uma pós-análise de *Tukey*, a $p \leq 0,05$, cujos resultados estão apresentados na Tabela 18a (Apêndice G) e representadas no Gráfico 16.

Analisando a Tabela 18a (Apêndice G) e observando o Gráfico 16, verifica-se que:

- os valores médios de impacto obtidos no eixo z foram diferentes e maiores que os valores médios de impacto nos eixos x e y em todos os “tatamis”;
- os valores médios de impacto no eixo x foram maiores que os do eixo y , em seis, porém, significativos em cinco (“B”, “D”, “E”, “F” e “G”) dos sete “tatamis” testados;
- o valor médio de impacto no eixo y foi diferente e maior que o de x apenas no “tatami” “C”.



Média	A	B	C	D	E	F	G
X ☹️	108,99	111,04	56,77	101,15	118,87	111,3	114,9
Y ☹️	94,03	69,93	82,72	48,37	61,21	42,14	60,51
Z 😊	371,37	297,12	349,94	296,01	304,56	159,01	211,11

Gráfico 16 – Valores de impactos dos diferentes tipos de “tatamis” nos eixos x, y e z, do segmento corporal TORNOZELO, expressos em g

Comparando-se a predominância na direção (x, y e z) dos impactos entre os três segmentos, nos sete tipos de “tatamis”, verifica-se que no punho e tornozelo, predomina a direção vertical (z) seguido por latero-lateral (x) e muito pouco na longitudinal (y). Enquanto que no quadril, a predominância é latero-lateral (x), seguido da vertical (z) e, por fim, a longitudinal (y).

4.2.3.4 Comparação dos valores de impactos entre os diferentes segmentos corporais (punho, quadril e tornozelo)

Tendo em vista os diferentes valores dos impactos (g) encontrados nos segmentos corporais punho, quadril e tornozelo, bem como, a característica exploratória deste estudo, é de fundamental importância apresentar o segmento corporal que recebe o maior impacto, resultante da colisão com os diferentes tipos de “tatamis”. Deste modo, foram comparados os valores dos impactos entre os três segmentos, nos três eixos, nos sete diferentes tipos de “tatamis”, cujos resultados estão contidos na Tabela 19, 20 e 21.

Inicialmente, as comparações (punho, quadril e tornozelo) foram feitas para o eixo x, e os resultados estão dispostos na Tabela 19, a seguir.

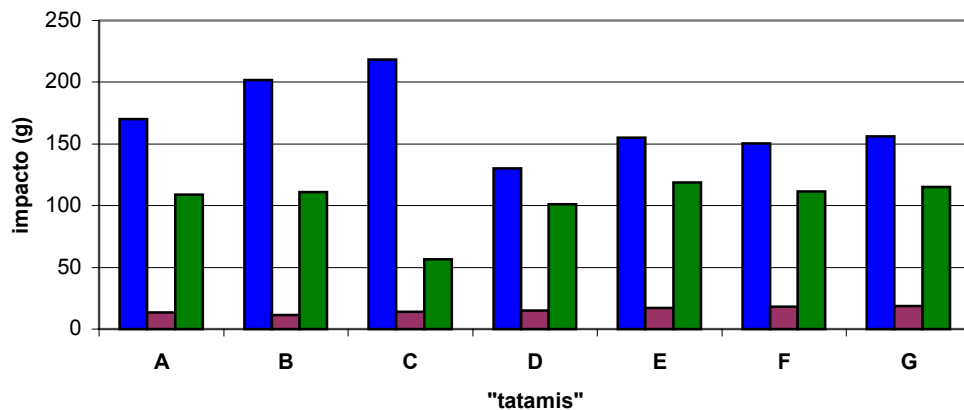
Tabela 19 – Comparação dos valores de impactos entre os segmentos corporais no eixo x em cada tipo de “tatami”

“tatami”	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	p
A	Entre grupos	2	62556,40	150,22	0,00*
	Dentro grupo	27	416,43		
B	Entre grupos	2	91091,19	228,85	0,00*
	Dentro grupo	27	398,04		
C	Entre grupos	2	115921,90	212,27	0,00*
	Dentro grupo	27	546,11		
D	Entre grupos	2	35811,05	98,51	0,00*
	Dentro grupo	27	363,54		
E	Entre grupos	2	51246,27	234,39	0,00*
	Dentro grupo	27	218,63		
F	Entre grupos	2	45913,01	121,19	0,00*
	Dentro grupo	27	378,85		
G	Entre grupos	2	38006,33	34,39	0,00*
	Dentro grupo	27	1105,15		

* significativo

De acordo com os resultados contidos na Tabela 19, verifica-se que no eixo x, pelo menos um segmento corporal apresenta valores de impactos diferentes dos demais em todos os “tatamis”. Para verificar onde ocorrem tais diferenças aplicou-se a pós-análise, utilizando o teste de *Tukey*, cujos resultados estão apresentados na Tabela 19a (Apêndice H).

A partir das comparações contidas na Tabela 19a (Apêndice H) e ilustrados no Gráfico 17, no eixo x, evidencia-se que: os valores médios de impactos do punho foram os que apresentaram, significativamente, os maiores valores, seguido do tornozelo; e os valores médios de impacto do quadril foram os menores em todos os “tatamis”.



Média	A	B	C	D	E	F	G
Punho 🟦	170,35	202,00	218,27	130,39	155,29	150,16	156,30
Quadril 🟩	13,41	11,19	14,17	15,26	17,17	18,30	18,79
Tornozelo 🟢	108,99	111,04	56,77	101,15	118,87	111,30	114,90

Gráfico 17 – Valores de impactos dos segmentos corporais punho, quadril e tornozelo nos diferentes tipos de “tatamis” no eixo x, expressos em g.

Estes achados podem ser explicados pelo movimento realizado pela mão do judoca, que foi deslocada intensamente, num movimento angular, em direção ao solo (z) e no sentido lateral (x), para efetuar a “batida” no solo.

Da mesma forma, fez-se as mesmas comparações entre os segmentos corporais no eixo y, cujos resultados estão expressos na Tabelas 20 e representados no Gráfico 18.

Tabela 20 – Comparação dos valores de impactos entre os segmentos corporais no eixo y em cada tipo de “tatami”

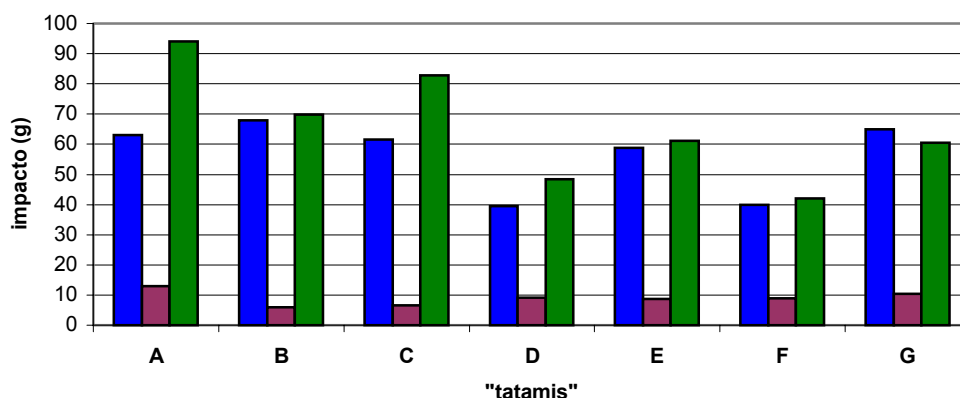
“tatami”	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	p
A	Entre grupos	2	16763,09	237,37	0,00*
	Dentro grupo	27	70,62		
B	Entre grupos	2	13233,25	156,41	0,00*
	Dentro grupo	27	84,61		
C	Entre grupos	2	15412,56	118,94	0,00*
	Dentro grupo	27	129,58		
D	Entre grupos	2	4259,935	88,12	0,00*
	Dentro grupo	27	48,34		
E	Entre grupos	2	8738,529	100,75	0,00*
	Dentro grupo	27	86,74		
F	Entre grupos	2	2316,401	32,82	0,00*
	Dentro grupo	27	70,58		
G	Entre grupos	2	9195,117	68,76	0,00*
	Dentro grupo	27	133,73		

* significativo

De acordo com as comparações contidas na Tabela 20 verifica-se que, pelo menos um dos segmentos corporais apresentou valores de impactos (g) diferente dos demais nos

diferentes tipos de “tatamis”. Para verificar onde ocorrem as diferenças, aplicou-se a pós-análise com o teste de comparação múltipla de *Tukey*, cujos resultados podem ser evidenciados na Tabela 20a (Apêndice H).

De acordo com os resultados da pós-análise na Tabela 20a (Apêndice H) e visualizando o Gráfico 18, pode-se afirmar que, com relação às comparações entre os segmentos corporais no eixo y, a média dos valores de impacto do tornozelo foi, significativamente, maior que as médias dos valores de impacto do quadril em todos os “tatamis” e, quando comparadas às médias dos valores de impacto do punho, foram significativamente maiores apenas nos “tatamis” “A” e “C”. A média dos valores de impacto do punho, por sua vez, também foi significativamente maior que a média dos valores de impacto do quadril em todos os “tatamis” e semelhantes às médias dos valores de impacto do tornozelo nos “tatamis” “B”, “E”, “F” e “G”.



□ Média	A	B	C	D	E	F	G
Punho 🟦	63,00	67,97	61,48	39,52	58,73	39,99	64,91
Quadril 🟪	12,89	5,96	6,64	9,03	8,81	8,83	10,32
Tornozelo 🟩	94,03	69,93	82,72	48,37	61,21	42,14	60,51

Gráfico 18 – Valores médios de impactos dos segmentos corporais punho, quadril e tornozelo, nos diferentes tipos de “tatamis” no eixo y, expressos em g

Sintetizando o resultado da comparação dos valores de impactos entre os segmentos corporais no eixo y, pode-se afirmar que o tornozelo apresentou maiores valores de impacto, seguido do punho e, o quadril, foi o segmento que apresentou menores valores de impacto.

Da mesma forma que nos eixos x e y, fez-se às comparações dos valores de impacto entre os segmentos corporais no eixo z, em todos os “tatamis”. Os resultados destas comparações estão contidos na Tabela 21.

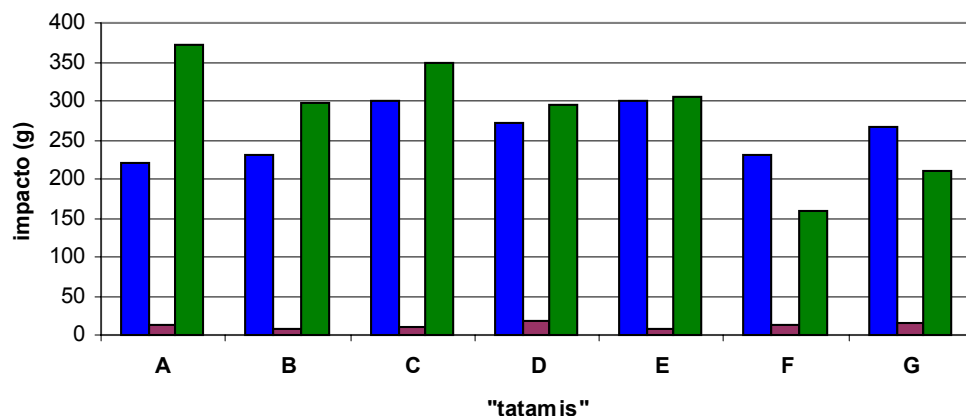
De acordo com estes resultados, verifica-se que no eixo z, pelo menos um segmento corporal foi diferente dos demais em todos os tipos de “tatamis”. Para verificar tais

diferenças aplicou-se uma pós-análise de *Tukey*, a $p \leq 0,05$, cujos resultados estão apresentados na Tabela 21a (Apêndice H) e representadas no Gráfico 19.

Tabela 21 – Comparação dos valores de impactos, entre os segmentos corporais no eixo z em cada tipo de “tatami”

“tatami”	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	p
A	Entre grupos	2	324189,20	352,36	0,00*
	Dentro grupo	27	920,04		
B	Entre grupos	2	13233,25	156,41	0,00*
	Dentro grupo	27	84,61		
C	Entre grupos	2	338736,20	777,91	0,00*
	Dentro grupo	27	435,44		
D	Entre grupos	2	237011,50	282,36	0,00*
	Dentro grupo	27	839,39		
E	Entre grupos	2	289784,80	498,39	0,00*
	Dentro grupo	27	581,44		
F	Entre grupos	2	122853,80	305,05	0,00*
	Dentro grupo	27	402,73		
G	Entre grupos	2	173613,80	250,17	0,00*
	Dentro grupo	27	693,97		

* significativo



□ Média	A	B	C	D	E	F	G
Punho 🟦	221,69	230,87	300,94	270,74	301,11	231,51	267,05
Quadril 🟪	12,88	6,65	9,50	17,63	8,00	13,84	16,06
Tornozelo 🟩	371,37	297,12	349,94	296,01	304,56	159,01	211,11

Gráfico 19 – Valores médios de impactos (g) dos segmentos corporais punho, quadril e tornozelo, nos diferentes tipos de “tatamis” no eixo z

Analisando a Tabela 21a (Apêndice H) e observando o Gráfico 19, relacionado a comparação das médias dos valores de impacto entre os segmentos corporais no eixo z, verifica-se que as médias dos valores de impacto do tornozelo foram significativamente maiores que as médias dos valores do quadril e significativamente maiores que as médias dos valores do punho nos “tatamis” “A”, “B” e “C”; as médias dos valores do punho foram

significativamente maiores que as médias dos valores de impacto do quadril e do tornozelo nos “tatamis” “F” e “G”; e, os valores do punho e do tornozelo foram semelhantes nos “tatamis” “D” e “E”.

De forma sucinta, pode-se afirmar que no eixo z, o quadril também apresentou a menor média dos valores de impacto e o tornozelo apresentou médias maiores em três “tatamis” (“A”, “B” e “C”); o punho em dois (“F” e “G”); e não houve diferença entre as médias destes dois segmentos corporais nos “tatamis” “D” e “E”.

No conjunto das comparações entre os valores de impactos dos três segmentos corporais, nos três eixos (x, y e z) e nos sete tipos de “tatamis”, pode-se afirmar que o segmento corporal quadril foi menor em todos os eixos e em todos os “tatamis”, o punho predominou no eixo x, o tornozelo predominou no eixo y, e apresentaram, respectivamente, em 2/7 e 3/7 dos “tatamis”, maiores médias de valores de impacto no eixo z.

4.3 Tempo de impacto

Este tópico está estruturado na mesma seqüência do tópico sobre impacto, sendo: 4.3.1 Tempo de impacto do pêndulo balístico instrumentado; e 4.3.2 Tempo de impacto nos diferentes segmentos corporais do corpo do judoca em diferentes “tatamis”.

4.3.1 Tempo de impacto do pêndulo balístico instrumentado

O quinto objetivo específico do estudo foi verificar e comparar os tempos de impactos gerados pelo pêndulo balístico instrumentado nos diferentes tipos de “tatamis”. Neste sentido, fez-se a análise em dois instantes: inicialmente a caracterização (Tabela 22); e posteriormente às comparações, cujos resultados estão na Tabela 23.

Tabela 22 - Valores de tempo de impacto do pêndulo balístico nos diferentes “tatamis” expresso em s

“TATAMIS”								
	A	B	C	D	E	F	G	Média
\bar{X}	0,0137	0,0134	0,0086	0,0111	0,0098	0,0142	0,0127	0,0119
S	0,0002	0,0006	0,0007	0,0003	0,0002	0,0004	0,0003	0,0004
CV (%)	1,70	4,32	8,80	2,35	2,37	2,50	2,40	3,24
Mínimo (s)	0,0134	0,0120	0,0074	0,0106	0,0092	0,0137	0,0123	0,0112
Máximo(s)	0,0142	0,0140	0,0097	0,0113	0,0100	0,0150	0,0132	0,0125

Na análise dos resultados constantes na Tabela 22, pode-se verificar que a média do tempo de impacto nos diferentes “tatamis” foi de 0,0119 s, sendo os “tatamis” “C” (0,0086 s) e “E” (0,0098 s), os que obtiveram as menores médias de tempos e os “tatamis” “F” (0,0142

s) e “A” (0,0137 s) as maiores. No que diz respeito à variabilidade dos dados, utilizando-se a classificação de Gomes (1990), podem ser consideradas como baixa (< 10 %).

A variabilidade baixa pode ser decorrente de alguns fatores, tais como: da homogeneidade do material nos diferentes pontos de contatos; e de pequenas variações na altura da queda do pêndulo, por ter sido um procedimento manual.

As características destes resultados podem ser explicadas pelas propriedades mecânicas dos materiais testados. Por exemplo, dos quatros “tatamis” que apresentaram menores CRs (“B”, “C”, “D” e “E”), dois deles (“C” e “E”) foram os que apresentaram os menores tempos de impactos.

Quanto à comparação dos valores dos tempos de impacto entre os “tatamis”, os resultados estão dispostos na Tabela 23, a seguir.

Tabela 23 – Comparação dos valores de tempo de impacto do Pêndulo Balístico dos diferentes “tatamis”

FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	p		
Entre grupos	6	0,000046	196,69	0,00*		
Dentro grupo	63	0,000015				
Valores dos tempos de impactos médios, em ordem crescente, dos diferentes “tatamis”, expressos em s.						
1º (<)	2º	3º	4º	5º	6º	7º (>)
0,0086 (C)	0,0098 (E)	0,0111 (D)	0,0127 (G)	0,0134 (B)	0,0137 (A)	0,0142 (F)

* significativo

Analisando os resultados dispostos na Tabela 23, constata-se, a partir do resultado da ANOVA que, pelo menos num tipo de “tatami”, o tempo de impacto foi diferente dos demais.

Na verificação das diferenças fez-se uma análise “post-hoc”, aplicando-se um teste de comparação múltipla de *Tukey*, cujos resultados encontram-se na Tabela 23a (Apêndice I) e estão ilustrados no Gráfico 20, constata-se que:

- a) a média do tempo de impacto do pêndulo balístico “tatami” “C” (0,0086 s) foi diferente e menor que as médias dos demais e o “tatami” “F” (0,0142 s) foi diferente e maior que todos os “tatamis”, exceto ao “tatami” “A” (0,0137 s);
- b) a média do tempo de impacto do pêndulo do “tatami” “A” (0,0137 s) foi diferente e maior que as dos tatamis “E” (0,0098 s), “D” (0,0111 s) e “G” (0,0127 s);
- c) a média do tempo de impacto do pêndulo do “tatami” “B” (0,0134 s) foi diferente e maior que as médias dos tatamis “E” (0,0098 s) e “D” (0,0111 s);
- d) a média do tempo de impacto do pêndulo do “tatami” “D” (0,0111 s) foi diferente e maior que a média do “tatami” “E” (0,0098 s) e diferente e menor que a média do “tatami” “G” (0,0127 s);

e) a média do tempo de impacto do “tatami” “E” (0,0098 s) foi menor que a média do “tatami” “G” (0,0127 s).

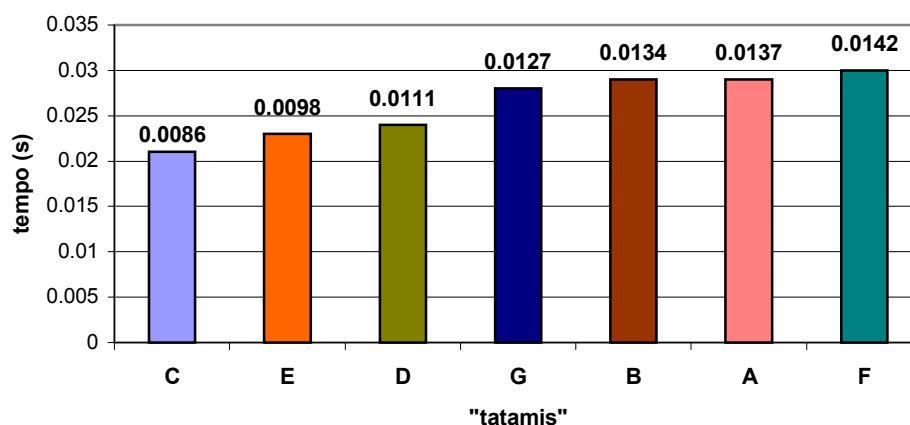


Gráfico 20 – Valores dos tempos de impacto no pêndulo balístico, expressos em s

Em síntese, o “tatami” “C” apresentou a menor média do tempo de impacto no pêndulo balístico e o “F” o maior. Não houve diferença entre o “tatami” “A” com os “tatamis” “B” e “F”, e o “tatami” “B” com “G”, formando uma escala na seguinte ordem: “C”, “E”, “D”, “G”, “B”, “A”; e “F”.

4.3.2 Tempo de impactos contra o corpo do judoca

O sexto objetivo específico do estudo foi identificar e comparar os tempos de impacto dos diferentes segmentos corporais (punho, quadril e tornozelo), entre diferentes tipos de “tatamis”. Para facilitar o entendimento, fez-se a análise em dois instantes, inicialmente a caracterização e, posteriormente, as comparações.

4.3.2.1 Caracterização dos valores de tempo de impacto

Na caracterização desta variável os dados foram tratados pela estatística descritiva e os resultados estão dispostos nas Tabelas 24, 25 e 26, respectivamente para os segmentos corporais punho, quadril e tornozelo.

Na análise dos resultados da Tabela 24 verifica-se que os menores valores médios foram obtidos no segmento corporal punho nos “tatamis” “E” (0,0049 s), “C” (0,0060 s) e “G” (0,0059 s) no eixo x; nos tatamis “E” (0,0043 s), “C” (0,0048 s) e “D”(0,0058 s) no eixo y e nos tatamis “E” (0,0055 s) e “D” (0,0059 s) no eixo z. De maneira geral, foi no “tatami” “E” que ocorreu os menores tempos de impacto.

Tabela 24 – Valores dos tempos dos impactos, no segmento corporal PUNHO nos diferentes “tatamis” nos eixos x, y e z, expressos em g

VARIÁVEIS		“TATAMIS”							
		A	B	C	D	E	F	G	Média
X	\bar{X}	0,0087	0,0079	0,0060	0,0076	0,0049	0,0086	0,0059	0,0071
	S	0,0009	0,0006	0,0011	0,0012	0,0010	0,0011	0,0006	0,0009
	CV (%)	10,30	7,08	18,09	15,44	20,32	13,30	9,33	13,41
	Mínimo	0,007	0,007	0,0048	0,0063	0,0036	0,007	0,005	0,0058
	Máximo	0,0096	0,0084	0,0084	0,0094	0,0061	0,0108	0,0066	0,0085
Y	\bar{X}	0,0095	0,0079	0,0048	0,0059	0,0043	0,0086	0,0073	0,0069
	S	0,0011	0,0012	0,0007	0,0007	0,0012	0,0015	0,0016	0,0012
	CV (%)	11,85	15,63	15,01	12,73	27,40	16,98	21,80	17,34
	Mínimo	0,0080	0,0060	0,0036	0,0049	0,0024	0,0060	0,0050	0,0051
	Máximo	0,0120	0,0096	0,0060	0,0072	0,0060	0,0114	0,0102	0,0089
z	\bar{X}	0,0117	0,0122	0,0085	0,0057	0,0055	0,0091	0,0079	0,0087
	S	0,0018	0,0015	0,0012	0,0005	0,0007	0,0015	0,0008	0,0011
	CV (%)	15,35	12,35	13,55	8,99	12,80	16,67	9,82	12,79
	Mínimo	0,0090	0,0096	0,0060	0,0045	0,0044	0,0064	0,0060	0,0066
	Máximo	0,0136	0,0140	0,0100	0,0063	0,0066	0,0114	0,0090	0,0101

Já as maiores médias de tempos de impacto foram nos “tatamis” “A” (0,0087 s) e “F” (0,0086 s) e “B” (0,0079 s) no eixo x; “A” (0,0095 s), “F” (0,0086 s) e “B” (0,0079 s) no eixo y e “A” (0,0117 s), “B” (0,0121 s) e “F” (0,0091 s) no eixo z. De maneira geral foi o “tatami” “A” aquele que resultou em maior tempo de impacto, principalmente, no eixo vertical (z), predominante para este segmento corporal.

Quanto a variabilidade dos dados, pode-se verificar na Tabela 24, níveis médios (11 a 20%), sendo a média de 13,41% em x; 17,34% em y; e 12,79% em z; e no caso de alguns “tatamis”, como o “E” em x (20,6%) e y (27,4%); e “G” (21,80 %) em y, com níveis considerados altos (21 a 30%), segundo o critério de Gomes (1990). Os médios e altos índices de variabilidade encontrados podem ser explicados pela dificuldade de reprodução do gesto nos diferentes “tatamis”.

Estes resultados, *a priori*, servem como marco inicial para outros estudos, tendo em vista que a literatura especializada analisa a variável tempo considerando a duração da exposição a vibrações periódicas, enquanto que no judô é do tipo transitória. Estes indicadores de tempo de exposição para a mão estão indicados na ISO.5349/1986.

Quanto aos tempos de impactos no quadril, os resultados estão dispostos na Tabela 25.

Analisando-se os resultados contidos na Tabela 25 verifica-se que os menores tempos foram obtidos nos “tatamis” “E” (0,0074 s; 0,0095 s; 0,0064 s) nos três eixos, respectivamente. As maiores médias de tempo de impacto foram obtidas no “tatami” “A” (0,0254 s) eixo x; tatami “F” (0,0286 s) eixo y; e, novamente, o “tatami” “A” (0,0235 s) no eixo z. De forma geral, o “tatami” “E” foi aquele que apresentou menor tempo de impacto e os “tatamis” “A” e “F” os maiores. Quanto à variabilidade dos dados pode-se verificar que CV%

dos tempos de impacto foram médios (18,56% em x; 18,16% em y e 18,09% em z). Especificamente, constata-se que nos “tatamis” “E” (25,88 %, x; 27,83 %, z) e “G” (25,60 %, y), os índices de variabilidades foram considerados altos (21 a 30%).

Tabela 25 – Valores dos tempos de impactos no segmento corporal QUADRIL frente a diferentes “tatamis” nos eixos x, y e z, expressos em s

VARIÁVEIS		“TATAMIS”							
		A	B	C	D	E	F	G	Média
X	\bar{X}	0,0254	0,0132	0,0148	0,0198	0,0074	0,0189	0,0170	0,0167
	S	0,0031	0,0032	0,0030	0,0040	0,0013	0,0037	0,0027	0,0030
	CV (%)	12,02	24,10	20,63	19,98	17,80	19,46	15,95	18,56
	Mínimo	0,0196	0,0093	0,0093	0,0137	0,0049	0,0115	0,0115	0,0114
	Máximo	0,0302	0,0190	0,0196	0,0274	0,0093	0,0240	0,0204	0,0214
Y	\bar{X}	0,0231	0,0247	0,0167	0,0229	0,0095	0,0286	0,0196	0,0207
	S	0,0044	0,0041	0,0024	0,0027	0,0025	0,0039	0,0050	0,0036
	CV (%)	18,91	16,78	14,66	11,75	25,88	13,52	25,60	18,16
	Mínimo	0,0157	0,0188	0,0135	0,0193	0,0053	0,0228	0,0109	0,0152
	Máximo	0,0272	0,0297	0,0213	0,0281	0,0133	0,0344	0,0297	0,0262
Z	\bar{X}	0,0235	0,0150	0,0177	0,0222	0,0064	0,0220	0,0128	0,0171
	S	0,0046	0,0029	0,0022	0,0024	0,0018	0,0038	0,0025	0,0029
	CV (%)	19,54	19,24	12,29	10,99	27,83	17,33	19,40	18,09
	Mínimo	0,0164	0,0108	0,0146	0,0187	0,0040	0,0171	0,0091	0,0130
	Máximo	0,0313	0,0192	0,0223	0,0262	0,0088	0,0275	0,0159	0,0216

Para encerrar a caracterização dos dados, os tempos de impactos referentes ao tornozelo estão na Tabela 26.

A partir da análise dos dados contidos na Tabela 26, pode-se verificar que as menores médias de tempo de impacto no quadril foram de: 0,0046 s no “tatamis” “C” (eixo x); 0,0056 s no “tatami” “E” (eixo y); 0,0060 s no “tatami” “C”; e 0,0061 s no “tatami” “E” (eixo z). De maneira geral, os “tatamis” “C” e “E” foram aqueles que apresentaram os menores tempos de impacto. Já os maiores tempos foram no “tatami” “F”, sendo: 0,0195 s no eixo x; 0,0228 s no eixo y; e 0,0224 s eixo z.

No que concerne a variabilidade dos dados pode-se verificar na Tabela 26, que os valores médios dos CV% apresentam-se de 18,86% em x e 18,68% em y e 14,55% em z, considerados com variação média. De um modo geral, usando a classificação de Gomes (1990), os “tatamis” apresentaram variabilidades média, com exceção dos “tatamis” “C” (29,26 % em x) e “G” (28,13 % em y) considerados com variabilidade alta e o “tatami” “D” (31,68 %) considerado como muito alta.

Tabela 26 – Valores dos tempos de impactos no segmento corporal TORNOZELO nos diferentes “tatamis” nos eixos x, y e z, expressos em s

VARIÁVEIS		“TATAMIS”							
		A	B	C	D	E	F	G	Média
X	\bar{X}	0,0084	0,0115	0,0046	0,0098	0,0077	0,0195	0,0172	0,0112
	s	0,0014	0,0022	0,0013	0,0020	0,0011	0,0031	0,0029	0,0020
	CV (%)	17,16	18,85	29,26	20,07	13,88	16,11	16,67	18,86
	Mínimo	0,0058	0,0093	0,0030	0,0062	0,0059	0,0140	0,0125	0,0081
	Máximo	0,0107	0,0144	0,0066	0,0121	0,0095	0,0260	0,0234	0,0147
Y	\bar{X}	0,0075	0,0086	0,0059	0,0079	0,0056	0,0228	0,0198	0,0111
	s	0,0011	0,0011	0,0008	0,0025	0,0009	0,0032	0,0056	0,0022
	CV (%)	14,62	12,34	13,41	31,68	16,36	14,24	28,13	18,68
	Mínimo	0,0053	0,0067	0,0050	0,0043	0,0042	0,0150	0,0101	0,0072
	Máximo	0,0090	0,0100	0,0074	0,0130	0,0070	0,0262	0,0265	0,0142
Z	\bar{X}	0,0075	0,0087	0,0060	0,0136	0,0061	0,0224	0,0216	0,0123
	s	0,0009	0,0015	0,0010	0,0028	0,0008	0,0024	0,0027	0,0017
	CV (%)	11,45	17,46	16,08	20,34	13,48	10,70	12,35	14,55
	Mínimo	0,0064	0,0067	0,0040	0,0070	0,0049	0,0190	0,0165	0,0092
	Máximo	0,0093	0,0110	0,0074	0,0175	0,0074	0,0268	0,0263	0,0151

Analisando o índice de variabilidade nos três segmentos corporais, percebe-se que os ocorridos nos segmentos quadril e tornozelo foram maiores que os do segmento corporal punho. Todavia, acredita-se que este fato seja em decorrência das características cinemáticas da execução do “ukemi” utilizado para a técnica “Ippon-seoi-nage”, que consiste em um movimento angular do corpo, inicialmente com a batida controlada da mão no “tatami”, seguido do apoio do ombro que serve como eixo de rotação para o quadril, que, por conseguinte, forma um novo eixo para rotação dos membros inferiores. Esta seqüência de movimentos, com mudanças sucessivas do eixo de rotação, produz uma dificuldade no controle do movimento do quadril e membros inferiores ao longo da execução.

Utilizando-se como parâmetro o critério de tolerância à aceleração do corpo inteiro no sentido postero-anterior de Macaulay (1987) (Figura 5), pode-se afirmar que os valores de tempo obtidos nos três segmentos corporais avaliados podem ser considerados de curta duração, porém, os valores dos impactos recebidos pelos judocas, principalmente nos segmentos corporais punho e tornozelo ultrapassam os limites considerados seguros, mesmo sendo impactos de curta duração, estando em regiões consideradas de severas lesões (acima de 200 g).

Por outro lado, o critério utilizado não apresenta o tempo total diário de exposição permitido, como cita as ISO 5349 (1986) e ISO 2631(1985), que trazem ao tempo de tolerância, limites para as exposições em diferentes frequências e acelerações para mãos, braços e corpo todo, respectivamente. Vale ressaltar que não se pode utilizar como parâmetro às normas ISO citadas, em função de que o fenômeno estudado se trata de impactos causando vibrações transitórias e não periódicas.

Ademais, torna-se difícil afirmar qual o número de impactos que seriam necessários para que causassem lesões em um judoca, pois, por um lado, os “ukemis”, segundo Lasserre (1975), são destinados a anular os efeitos da queda, na qual, caindo-se com toda a superfície dos braços e das mãos bem estendidas, aumenta-se à superfície de contato e retransmite ao solo as vibrações produzidas pelo choque; e por outro lado, pouco se tem registrado sobre o número de “ukemis” praticados por treino; e ainda, não se teve acesso a estudos sobre o número médio de “ukemis” realizados em treinamentos na atualidade, exceto um estudo, o de Santos e outros (2002), que registraram em uma pesquisa realizada com 86 judocas catarinenses, uma média de $73,60 \pm 42,34$ (mínimo de dois, máximo de 150) “ukemis” por treino e um coeficiente de variação de 58%, ou seja, um grupo cuja prática apresenta uma heterogeneidade muito alta no número de execuções de “ukemis” por treino, quer seja na forma de aquecimento, quer seja na forma de projeções em diferentes situações.

Além dos fatores acima citados, ainda se tem a recuperação do biomaterial, que muito embora seja um tema bastante amplo, haja vista a complexidade do organismo humano, porém, como exemplo, pode-se citar Frost (1967), quando afirma que o osso está sujeito à ação de diversas forças, sejam elas externas ou internas e, devido à sua propriedade de resistência, ele é capaz de responder a estes agentes deformantes, de forma a procurar manter a homeostase estrutural do esqueleto. Outro fator que deve ser considerado além, do número de repetições, é o intervalo entre as repetições e entre as sessões, para que se possa fazer qualquer inferência sobre a capacidade de auto-reparo face às características das cargas e o processo de fadiga.

Outro fator que deve ser levado em consideração é a qualidade da técnica do executante, tanto aquele que projeta (“tori”) como aquele que é projetado (“uke”), pois, estudos apontam para lesões no organismo de judocas em função dos impactos, principalmente quando não se realizam os amortecimentos de queda de forma correta, como o estudo de Santos & Shigunov (2001), em judocas catarinenses por um período de 12 meses, onde verificaram as causas de lesões em treinamentos e constataram que 22/42 judocas, atribuíram as causas de suas lesões a não realização dos “ukemis” de forma correta. Também, Lima e outros (1998a) e (1998b), detectaram que o maior número de lesões em competições ocorreram em judocas iniciantes, acreditara ser sobre à deficiência técnica.

Ainda, pode-se considerar os sintomas posteriores a prática, como o caso pesquisado por Santos e outros (2001), ao detectarem que um, em cada quatro judocas, sentem dores lombares no dia posterior a um treinamento, onde o número de quedas seja superior ao número de quedas normalmente praticadas; Santos e outros (2002), em uma investigação diagnóstica, detectaram que mais de um terço (24/86) dos judocas que participaram do

estudo, responderam sentir dores no tórax, mais especificamente na região lombar (rins) no dia posterior a um treino com maior exigência no número de “ukemis” daqueles que os judocas estavam acostumados ($73,60 \pm 42,34$). Em reforço pode-se citar a afirmação de Castropil (2000), médico desportivo e ex-judoca, ao afirmar que a espondilolise em judocas é decorrente de uma luta no chão, quando há exigência de uma hiperextensão da coluna lombar ou no momento do impacto do corpo do judoca com o solo, quando da não utilização da técnica correta para a queda.

4.3.2.2 Comparação dos tempos de impactos entre os diferentes “tatamis”

Na continuidade das análises referentes ao sexto objetivo específico, fez-se a comparação dos intervalos de tempo (s) dos impactos nos segmentos corporais (punho, quadril e tornozelo), entre os diferentes tipos de “tatamis”, cujos resultados referente ao segmento corporal punho estão contidos nas Tabelas 27, a seguir.

Tabela 27 – Comparação dos valores do tempo de impacto entre diferentes “tatamis” no segmento corporal PUNHO nos eixos x, y e z

segmento corporativo - CNR - nos eixos x, y e z							
EIXO	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	p		
x	Entre grupos	6	0,000022	24,67	0,00*		
	Dentro grupo	63	0,000001				
y	Entre grupos	6	0,000038	26,91	0,00*		
	Dentro grupo	63	0,000089				
z	Entre grupos	6	0,000069	45,93	0,00*		
	Dentro grupo	63	0,000001				
	Valores dos tempos de impactos médios, em ordem crescente, dos diferentes “tatamis”, expressos em s.						
	1º (<)	2º	3º	4º	5º	6º	7º (>)
x	0,0049 (E)	0,0059 (G)	0,006 (C)	0,0076 (D)	0,0079 (B)	0,0086 (F)	0,0087 (A)
y	0,0043 (E)	0,0048 (C)	0,0059 (D)	0,0073 (G)	0,0079 (B)	0,0086 (F)	0,0095 (A)
z	0,0055 (E)	0,0057 (D)	0,0079 (G)	0,0085 (C)	0,0091 (F)	0,0117 (A)	0,0122 (B)

* *significante*

Com relação ao eixo x, de acordo com a Tabela 27a (Apêndice J) e o Gráfico 21, pode-se verificar que:

- o “tatami” “E” (0,0049 s) foi o que apresentou a menor média de tempo nos impactos do segmento corporal punho (x) e o “tatami” “A” (0,0087 s) a maior;
- as médias dos tempos de impactos dos “tatamis” “A” (0,0087 s), “B” (0,0079 s), “F” (0,0086 s) e “D” (0,0076 s) foram diferentes e maiores que as médias dos “tatamis” “C” (0,006 s), “E” (0,0049 s) e “G” (0,0059 s).

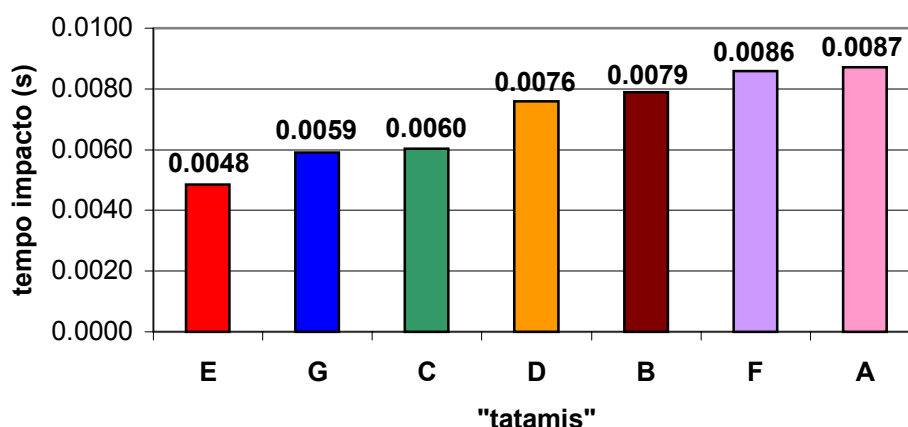


Gráfico 21 – Valores de tempo de impacto do segmento corporal PUNHO nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo x, expressos em s

Em síntese, o “tatami” “E” apresentou a menor média do tempo de impacto e o “tatami” “A” a maior; não houve diferença significativa entre as médias dos “tatamis” “A” com “B”, “D” e “F”; “B” com “D” e “F”; “C” com “E” e “G”; “D” com “F”; e “E” com “G”, formando dois blocos em ordem crescente, sendo o primeiro formado pelos “tatamis” “E”, “G” e “C”, e o segundo pelos “tatamis” “D”, “B”, “F” e “A”.

Com relação às diferenças nas médias encontradas nos tempos de impacto do segmento corporal punho, eixo y com os diferentes tipos de “tatamis”, através da pós-análise (Tabela 27b – Apêndice J) representado no Gráfico 22 foi possível detectar que:

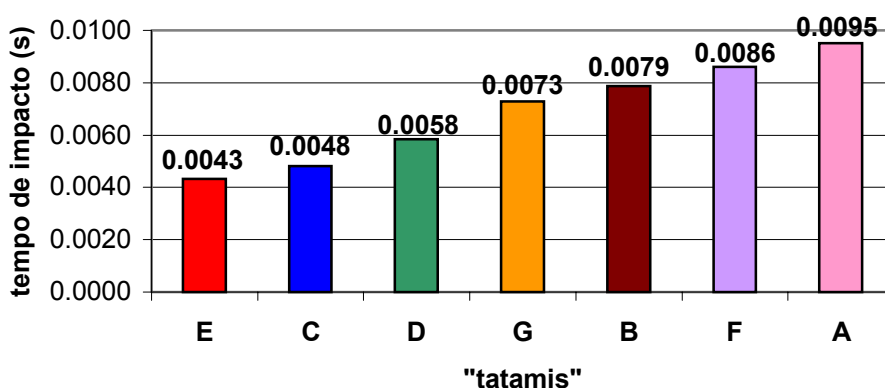


Gráfico 22 – Valores de tempo de impacto do segmento corporal PUNHO nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo y, expressos em s

- a) a média do tempo de impacto do “tatami” “E” (0,0043 s) foi a menor e a do “tatami” “A” (0,0095 s), além de ser a maior, foi significativamente diferente das médias dos “tatamis” “B” (0,0079 s), “C” (0,0048 s), “D” (0,0059 s), “E” (0,0043 s) e “G” (0,0073 s);
- b) a média do tempo de impacto do “tatami” “B” (0,0079 s) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “C” (0,0048 s), “D” (0,0059 s) e “E” (0,0043 s);
- c) as médias dos tempos de impactos dos “tatamis” “C” (0,0048 s) e “E” (0,0043 s) foram diferentes e menores que as dos “tatamis” “F” (0,0086 s) e “G” (0,0073 s);
- d) a média do tempo de impacto do “tatami” “D” (0,0059 s) foi diferente e menor que a do “tatami” “F” (0,0086 s).

Em síntese, o “tatami” “E” apresentou menor tempo e o “tatami” “A” o maior; não houve diferença significativa entre as médias dos “tatamis” “A” com “G”; “B” com “F” e “G”; “C” com “D” e “E”; “D” com “E” e “G”; e “F” com “G”, classificados em ordem crescente, independente do nível de significância, na seguinte ordem: “E”; “C”; “D”; “G”; “B”; “F”; e “A”.

Quanto às diferenças encontradas nas médias do eixo z do segmento corporal punho, conforme a Tabela 27c (Apêndice J) e o Gráfico 23, pode-se verificar que:

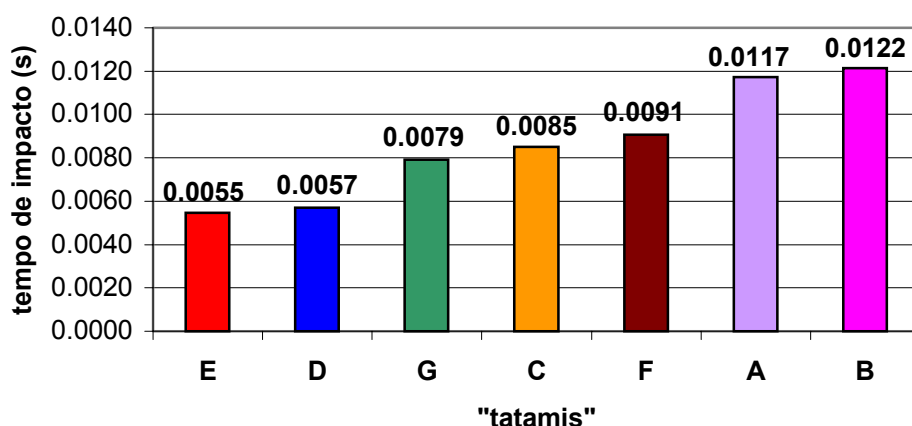


Gráfico 23 – Média crescente dos valores de tempo de impacto do segmento corporal PUNHO nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo z, expressos em s

- a) a média do tempo de impacto do segmento corporal punho, eixo z, foi maior no “tatami” “B” (0,0122 s) e menor no “tatami” “E” (0,0055 s);
- b) as médias dos “tatamis” “A” (0,0117 s) e “B” (0,0122 s) foram diferentes e maiores que as médias dos “tatamis” “C” (0,0085 s), “D” (0,0057 s), “E” (0,0055 s), “F” (0,0091 s) e “G” (0,0079 s);
- c) a média do “tatami” “C” (0,0085 s) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “D” (0,0057 s) e “E” (0,0055 s);

- d) as médias dos “tatamis” “D” (0,0057 s) e “E” (0,0055 s) foram diferentes e menores que as médias dos “tatamis” “F” (0,0091 s) e “G” (0,0079 s);
- e) não houve diferença significativa entre as médias dos tempos de impactos dos “tatamis” “A” com “B”; “C” com “F” e “G”; “D” com “E”; e “F” com “G”.

Em síntese, o “tatami” “E” apresentou o menor valor e semelhante ao “tatami” “D”, formando um platô composto pelos menores valores; o “tatami” “B” o maior, semelhante a “A”, formando um platô com os maiores valores; e os “tatamis” “G”, “C” e “F” ocuparam uma posição intermediária, sendo semelhantes entre si, menores que “A” e “B” e maiores que “E” e “D”, classificados em ordem crescente, independente do nível de significância, na seguinte ordem: “E”; “D”; “G”; “C”; “F”; “A”; e “B”.

Quanto ao fator tempo de impacto do segmento corporal PUNHO nos diferentes tipos de “tatamis”, pode-se afirmar que o “tatami” “A” (x e y) e o “tatami” “B” (z) foram aqueles que apresentaram maiores médias de tempos de impactos e o “tatami” “E” (x, y e z) foi aquele que apresentou as menores.

Com relação ao segmento corporal quadril, na comparação realizada mediante a ANOVA, apresentada na Tabela 28, pode-se verificar que houve diferença significativa nas médias dos tempos de impacto em, pelo menos um “tatami”, nos eixos x, y e z.

Tabela 28 – Comparação dos valores dos tempos de impactos, entre diferentes “tatamis” no segmento corporal QUADRIL nos eixos x, y e z

segmento corporal QUADRIL nos eixos x, y e z							
EIXO	FONTE DE VARIAÇÃO		gl	QUADRADOS MÉDIOS	F	p	
x	Entre grupos		6	0,000323	33,66	0,00*	
	Dentro grupo		63	0,000010			
y	Entre grupos		6	0,000387	28,33	0,00*	
	Dentro grupo		63	0,00014			
z	Entre grupos		6	0,000381	41,71	0,00*	
	Dentro grupo		63	0,000009			
	Valores médios dos tempos de impactos, em ordem crescente, dos diferentes “tatamis”, expressos em s.						
	1º (<)	2º	3º	4º	5º	6º	7º (>)
x	0,0074 (E)	0,0132 (B)	0,0148 (C)	0,0170 (G)	0,0189 (F)	0,0198 (D)	0,0254 (A)
y	0,0095 (E)	0,0167 (C)	0,0196 (G)	0,0229 (D)	0,0231 (A)	0,0247 (B)	0,0286 (F)
z	0,0064 (E)	0,0128 (G)	0,015 (B)	0,0177 (C)	0,022 (F)	0,0222 (D)	0,0235 (A)

* significativo

No caso do eixo x, mediante os resultados da aplicação do teste “post hoc” (Tukey) a $p \leq 0,05$, apresentados na Tabela 28a (Apêndice J) representados no Gráfico 24, observa-se que:

- a) a média do tempo de impacto do “tatami” “A” (0,0254 s) foi significativamente maior do que todos os “tatamis” e a média do “tatami” “E” (0,0074 s) foi significativamente a menor ;
- b) a média do “tatami” “B” (0,0132 s) foi diferente e menor que as médias dos “tatamis” “D” (0,0198 s) e “F” (0,0189 s);
- c) a média do “tatami” “C” (0,0148 s) foi diferente e menor que a do “tatami” “D” (0,0198 s).

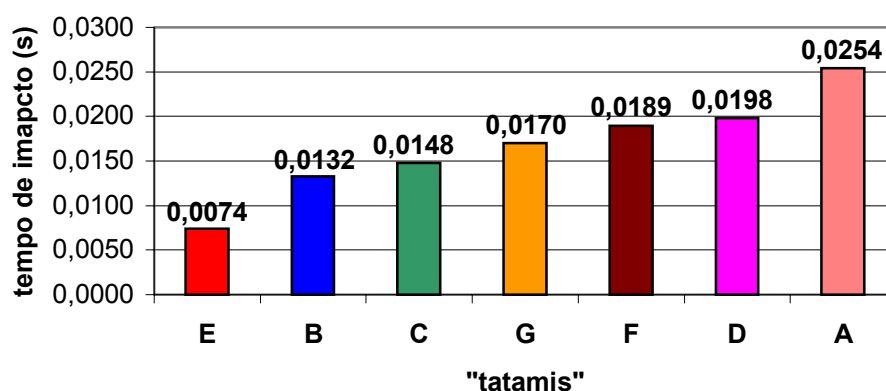


Gráfico 24 – Valores de tempo de impacto do segmento corporal QUADRIL nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo x, expressos em s

Em síntese, o “tatami” “A” apresentou o maior tempo e o “tatami” “E” o menor; não houve diferença significativa entre as médias dos “tatamis” “B” com “C” e “G”, “C” e “D” com “F” e “G”; e “F” com “G”, e em ordem crescente, independente da diferença, são classificados em: “E”; “B”; “C”; “G”; “F”; “D”; e “A”.

No caso do eixo y, frente os dados apresentados na Tabela 28b (Apêndice J) representados no Gráfico 25, observa-se que:

- a) a média do tempo de impacto do “tatami” “E” (0,0095 s) foi significativamente menor que as médias dos demais “tatamis”, e o “tatami” “F” apresentou a maior média;
- b) a média do tempo de impacto do “tatami” “A” (0,023 s) foi diferente e menor que a média do “tatami” “F” (0,0286 s) e diferente e maior que a do “tatami” “C” (0,0167 s);
- c) a média do “tatami” “B” (0,025 s) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “C” (0,0167 s) e “G” (0,0196 s);
- d) a média do “tatami” “C” (0,0167 s) foi diferente e menor que as médias dos “tatamis” “D” (0,0229 s) e “F” (0,0286 s);
- e) a média do “tatami” “D” (0,0229 s) foi diferente e menor que a média do “tatami” “F” (0,0286 s);
- f) a média do “tatami” “F” (0,0286 s) foi diferente e maior que a média do “tatami” “G” (0,0196 s).

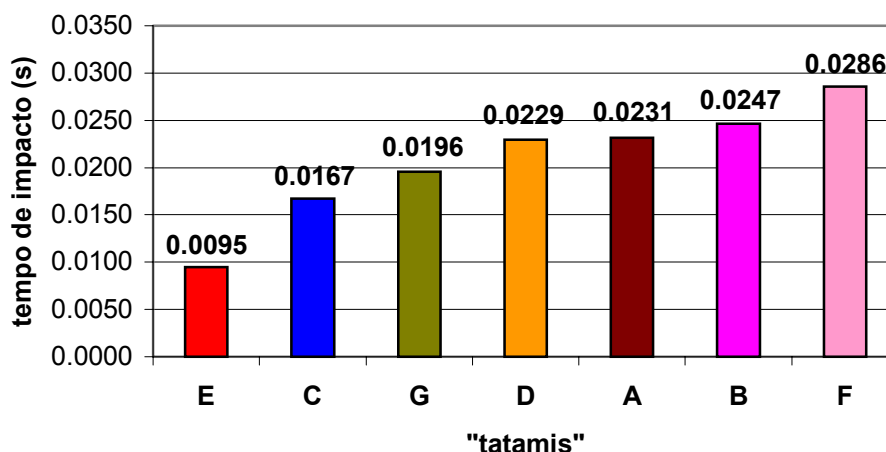


Gráfico 25 – Valores de tempo de impacto do segmento corporal QUADRIL nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo y, expressos em s

Em síntese, o “tatami” “E” apresentou o menor valor e o “F” o maior, porém, não diferente de “B”; não houve diferença significativa entre as médias dos “tatamis” “A” com “B”, “D” e “G”; “B” com “D” e “F”; “C” e “D” com “G”; em ordem crescente de médias de tempos de impactos do quadril eixo y, os “tatamis” são classificados em: “E”, “C”, “G”, “D”, “A”, “B”, e “F”.

Quanto às comparações das médias dos tempos de impactos do segmento corporal quadril no eixo z, de acordo com a Tabela 28c (Apêndice J) e Gráfico 26, pode-se afirmar que:

- o “tatami” “E” (0,0103 s) foi o que apresentou significativamente a menor média de tempo de impacto de todos os demais “tatamis”;
- a média do tempo de impacto do “tatami” “A” (0,0235 s) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “B” (0,015 s); “C” (0,0177 s); e “G” (0,0128 s);
- a média do “tatami” “C” (0,0177 s) foi diferente e maior que a do “tatami” “G” (0,0128 s);
- as médias dos “tatamis” “D” (0,0222 s) e “F” (0,022 s) foram diferentes e maiores que as médias dos “tatamis” “B” (0,015 s); “C” (0,0177 s) e “G” (0,0128 s).

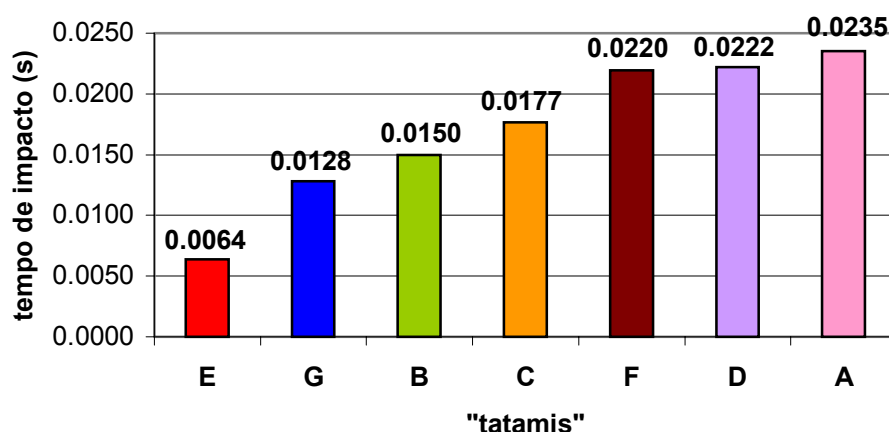


Gráfico 26 –Valores de tempo de impacto do segmento corporal QUADRIL nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo z, expressos em s

Em síntese, o “tatami” “E” foi o que apresentou o menor valor, e o “tatami” “A” o maior, porém, não diferente do “tatami” “D” e “F” e estes também semelhantes entre si; não houve diferença significativa entre a média do “tatami” “B” com as médias dos “tatamis” “G” e “C”. Independente dos níveis de significância, para o quadril, eixo z, em ordem crescente os “tatamis” são classificados em: “E”; “G”; “B”; “C”; “F”; “D”; e “A”.

Quanto ao fator tempo de impacto do segmento corporal quadril, pode-se afirmar que o tatami “A” (x e z) e o “tatami” “F” (y) foram aqueles que apresentaram maiores médias e o “tatami” “E” (x, y e z) foi aquele que apresentou as menores.

Com relação ao segmento corporal tornozelo, os resultados das comparações realizadas mediante a análise de variância estão contidos na Tabela 29.

Tabela 29 – Comparação dos valores dos tempos de impactos entre diferentes “tatamis” no segmento corporal TORNOZELO nos eixos x, y e z

EIXO	FONTE DE VARIAÇÃO	GI	QUADRADOS MÉDIOS	F	P		
x	Entre grupos	6	0,000285	63,22	0,00*		
	Dentro grupo	63	0,000005				
y	Entre grupos	6	0,000497	67,68	0,00*		
	Dentro grupo	63	0,000007				
z	Entre grupos	6	0,000512	142,18	0,00*		
	Dentro grupo	63	0,000004				
Valores médios dos tempos de impactos, em ordem crescente, dos diferentes “tatamis” expressos em s.							
	1º (<)	2º	3º	4º	5º	6º	7º (>)
x	0,0046 (C)	0,0077 (E)	0,0084 (A)	0,0098 (D)	0,0115 (B)	0,017 (G)	0,0195 (F)
y	0,0059 (C)	0,0056 (E)	0,0075 (A)	0,0079 (D)	0,0086 (B)	0,0198 (G)	0,0228 (F)
z	0,006 (C)	0,0061 (E)	0,0075 (A)	0,0087 (B)	0,0136 (D)	0,0216 (G)	0,0224 (F)

* significativo

No que concerne a diferença nas médias dos valores de tempo de impacto ocorridos no eixo x, obtidas mediante a aplicação do “post hoc” (*Tukey*), a $p \leq 0,05$, pode-se verificar na Tabela 29a (Apêndice J) e no Gráfico 27 que:

- o “tatami” “C” (0,0046 s) foi o que apresentou significativamente a menor média do tempo de impacto e o “tatami” “F” (0,0195 s) a maior, porém, semelhante a média do “tatami” “G” (0,017 s);
- a média de tempo de impacto do “tatami” “A” (0,0084 s) foi diferente e menor que a do “tatami” “B” (0,0115 s);
- a média do “tatami” “B” (0,0115 s) foi diferente e maior que a do “tatami” “E” (0,0077 s);
- as médias dos “tatamis” “A” (0,0084 s), “B” (0,0115 s), “D” (0,0098 s) e “E” (0,0077 s) foram diferentes e menores que as médias dos “tatamis” “F” (0,0195 s) e “G” (0,017 s).

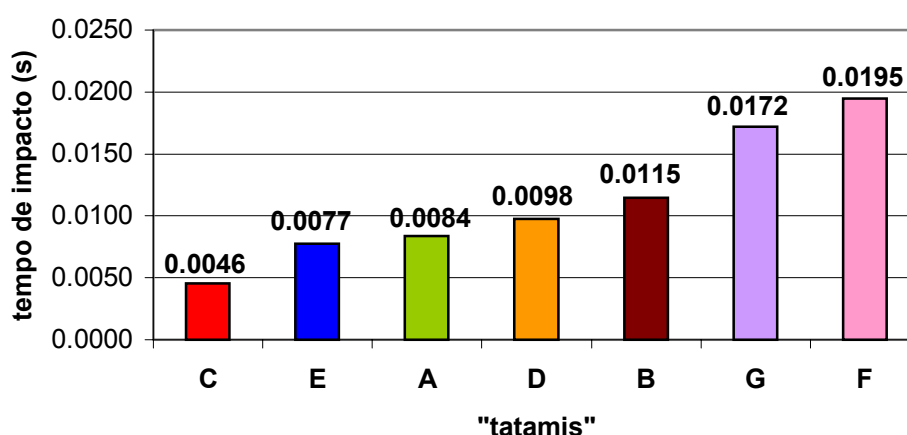


Gráfico 27 –Valores de tempo médio de impacto do segmento corporal TORNOZELO nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo x, expressos em s

Em síntese, o “tatami” “C” apresentou o menor valor e o “tatami” “F” o maior; não houve diferença significativa entre as médias dos “tatamis”: “A” com “D” e “E”; “B” com “D”; “D” com “E”; e “F” com “G”, e independente da diferença, em ordem crescente, os “tatamis” são classificados em: “C”; “E”; “A”; “D”; “B”; “G”; e “F”.

Quanto às diferenças encontradas entre as médias dos diferentes tipos de “tatamis” no segmento corporal tornozelo, eixo y, verifica-se na Tabela 29b (Apêndice J) e Gráfico 28 que a média do tempo de impacto do “tatami” “E” (0,0056 s) foi a menor e as médias dos “tatamis” “F” (0,0228 s) e “G” (0,0198 s) foram significativamente maiores que as dos demais “tatamis”.

Em síntese, o “tatami” “E” apresentou a menor média, porém, não diferindo dos “tatamis”, em ordem crescente de apresentação, “C”, “A”, “D”, e “B”, e estes por sua vez, semelhantes entre si, assim como “G” e “F”, sendo este último, o maior valor médio de tempo de impacto. Em ordem crescente de médias, os “tatamis” são classificados em: “E”; “C”; “A”; “D”; “B”; “G”; e “F”.

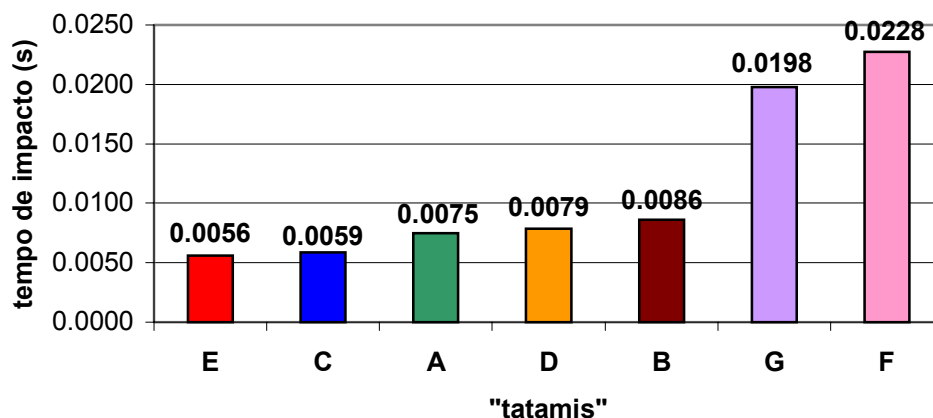


Gráfico 28 – Valores de tempo de impacto, expressos em s, do segmento corporal TORNOZELO nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo y

Com relação às comparações realizadas entre as médias do tempo de impacto dos diferentes “tatamis” do segmento corporal tornozelo, eixo z, conforme os resultados contidos na Tabela 29c (Apêndice J) e Gráfico 29, pode-se dizer que:

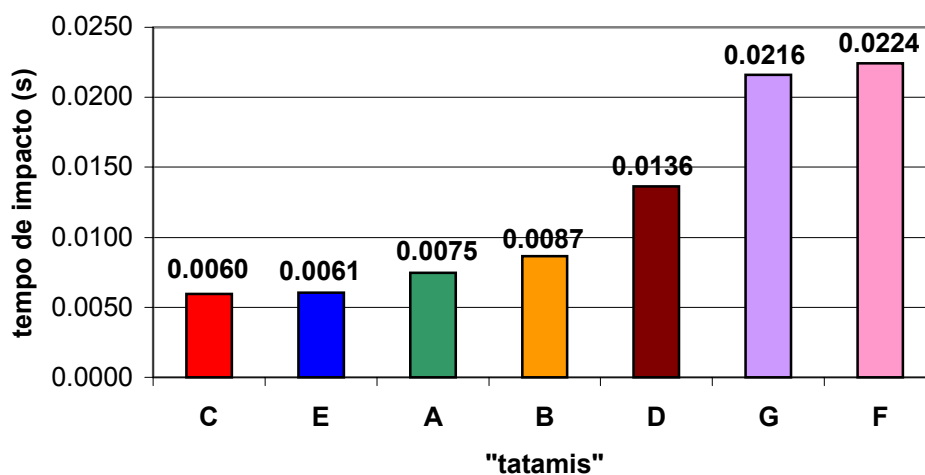


Gráfico 29 – Valores de tempo de impacto (s) do segmento corporal TORNOZELO nos diferentes tipos de “tatamis”, eixo z

- a) o “tatami” “C” (0,006 s) foi o que apresentou menor média de tempo de impacto e as médias dos “tatamis” “F” (0,0224 s) e “G” (0,0216 s) foram diferentes e maiores que as médias dos demais “tatamis”;
- b) a média de tempo de impacto do “tatami” “B” (0,0087 s) foi diferente e maior que “C” (0,0060 s) e “E” (0,0061 s);
- c) a média de tempo de impacto do “tatami” “D” (0,0087 s) foi diferente e maior que as médias dos “tatamis” “A” (0,0075 s), “B” (0,0087 s), “C” (0,0060 s) e “E” (0,0061 s).

Em síntese, o “tatami” “C” apresentou o menor valor e semelhante ao “tatami” “E”, o “tatami” “F” o maior e semelhante ao “G”; também não houve diferença significativa entre as médias dos “tatamis” “A” com “B”, “C” e “E” e “C” com “E”; em ordem crescente os “tatamis” são classificados em: “C”; “E”; “A”; “B”; “D”; “G”; e “F”.

De maneira geral, no segmento corporal tornozelo, os “tatamis” “C” e “E” apresentaram as menores médias dos tempos de impactos e, os “tatamis” “F” e “G” as maiores, nos três eixos referenciais.

Muito embora não se tenha encontrado na literatura pesquisada, estudos que possam ser comparados com esses dados, parece que existe uma certa relação entre tempo de impacto e espessura do material, pois segundo McGinnis (2002), os materiais utilizados para esporte com grandes impactos, como o caso dos colchões utilizados para o salto com vara, devem ser mais espessos, porque os saltadores caem de grandes alturas e colidem a altas velocidades. Deste modo, o tempo de impacto tem de ser aumentado para reduzir as forças de impacto médio em níveis mais seguros.

No caso deste estudo, a relação encontrada foi no sentido que praticamente todos os “tatamis” que apresentaram maior tempo de impacto, nos eixos dominantes, sendo em ordem crescente: “B”, “A”, “F” (z), no punho; “A”, “D”, “F” (x) no quadril e “F”, “G”, “D” (z) no tornozelo, também apresentaram menores magnitudes de impacto, sendo: “A”, “B”, “F” (z) no punho; “B”, “A”, “C” (x) no quadril e “F”, “G”, “D” (z) no tornozelo. E, ainda, os “tatamis” “A”, “F” e “B” foram considerados, segundo a percepção de desconforto dos judocas, como os “tatamis” menos desconfortáveis.

Ainda, tomando como base o critério de Macaulay (1987), vale ressaltar a importância do tempo de impacto, a altas magnitudes, como é o caso dos impactos sofridos pelo segmento mão e tornozelo do judoca; pois quanto menor for a duração do impacto (duração do pulso), maiores magnitudes de aceleração (múltiplos de g), o corpo humano suporta.

4.4 Percepção de desconforto corporal dos judocas

Para atingir o sétimo objetivo específico do estudo de “verificar e comparar a percepção de desconforto corporal resultante dos impactos sobre diferentes tipos de ‘tatamis’”, aplicou-se o protocolo de percepção de desconforto (Apêndice A), em 63 judocas de Florianópolis, cujos procedimentos para a coleta encontram-se descritos no tópico 3.4.2., p. 77, de materiais e métodos, e os resultados estão contidos no Quadro 5.

Os dados coletados permitem afirmar que dos 63 judocas que participaram do estudo, 46 deles não gostam de realizar “ukemis” (serem projetados), e 16 já sofreram lesão provenientes de quedas, porém, a grande maioria (60/63) treina em “tatami” tradicional (de palha). Os resultados referentes à percepção de desconforto estão apresentados no Quadro 4.

Tipos de “tatamis”	Confortável	Desconfortável	Muito desconfortável	Extremamente desconfortável
A	44	18	01	00
B	24	37	02	00
C	04	33	26	00
D	14	23	26	00
E	00	00	00	63
F	42	18	03	00
G	14	35	14	00

Quadro 4 - Percepção de desconforto dos judocas nos diferentes tipos de “tatamis”

Analisando a distribuição das respostas no Quadro 6, verifica-se que o “tatami” percebido pelos judocas como confortável, ou menos desconfortável, foi o “A” (44/63), seguido do “F” (42/63) e do “B” (24/63). Por outro lado, o “tatami” “E” foi o único considerado como extremamente desconfortável por todos (63/63) os judocas participantes do estudo. Deste modo, os “tatamis” foram classificados em ordem crescente de desconforto (confortável para o mais desconfortável): “A”, “F”, “B”, “G”, “D”, “C”, e “E”.

Para comparar os resultados das percepções de desconforto manifestadas pelos judocas, frente aos diferentes “tatamis”, aplicou-se um teste Qui-Quadrado, a $p \leq 0,05$ e o resultado ($\chi^2_c=131,122$ a $p= 1,080 \times 10^{-13}$) demonstra o grau de dependência, altamente significativo, que os judocas apresentaram na percepção dos diferentes tipos de “tatamis”.

Vale ressaltar, mesmo que já se tenha abordado na metodologia, a importância de se ter coberto os diferentes “tatamis” com o mesmo tipo de tecido, pois, um dos “tatamis” aqui testado, é considerado o “tatami” oficial recomendado pela Confederação Brasileira de Judô (CBJ, 1997) e, teoricamente, preferido por vários judocas catarinenses (SANTOS et al. 2002), porém, um outro tipo de “tatami” foi utilizado para o treinamento de 60/63 judocas que participaram do estudo. No entanto, uma vez cobertos para o teste, ou seja, sem as interferências dos fatores perceptivos, citados por Borg (2000) e Faggionato (2001), para o

reconhecimento dos diferentes tipos de "tatamis", os dois tipos referenciados foram considerados por 26/63, como muito desconfortáveis.

Na verdade, é difícil avaliar qualquer tipo de percepção, e quando se trata de dor, Doleys (2002) afirma que a proclamada subjetividade da dor tenha conferido sobre ela um grau de imprecisão que pode dificultar investigações científicas. Por outro lado, no caso desse estudo, onde se avaliou a percepção de desconforto (termo utilizado baseado em Barret, 2002), considerado como segundo nível de interpretação de dor (CRUZ, 2001), uma vez que os judocas estão acostumados com a prática dos amortecimentos de quedas, fica, de certo modo, fácil, perceber o material que gera menos ou mais desconforto.

Ainda, para ratificar os resultados aqui encontrados, pode-se citar Piovesan e outros (2001), que utilizaram o método da algometria para determinação dos limiares de percepção dolorosa trigeminal. Segundo os autores, mesmo a técnica sendo simples, apresenta limitação em função da variação intra-individual e interindividual. No presente estudo, em virtude da metodologia utilizada (cobrir os "tatamis"; judocas com mínimo de dois anos de prática e duas execuções em cada tipo de "tatami"), não se obteve variação intra-individual, pois houve correlação positiva e significativa entre os resultados obtidos na primeira com a segunda queda ($r=0,98$) e, também, não se encontrou diferença significativa interindividual, haja vista a percepção entre os judocas ($\chi^2_c=131,122$ $p= 1,080 \times 10^{-13}$).

4.5 Índices de conforto (A, θ e *Jerk*)

De uma maneira geral, o intuito do estudo foi o de caracterizar a qualidade dos diferentes tipos de "tatamis", especificamente para os impactos gerados durante os "ukemis". Esta qualidade implica em conforto ou segurança para o praticante, no sentido de minimizar possíveis danos ao organismo do judoca, em curto, médio ou em longo prazos. Isto posto, o oitavo objetivo específico deste estudo, foi de "definir e determinar índices de conforto para 'tatamis' utilizados na prática de 'ukemis'".

Para tal, fez-se a parametrização das curvas experimentais de maneira simplificada, utilizando-se uma equação de ajuste com apenas dois parâmetros - o primeiro, representando a amplitude da curva (A); e o segundo (θ) representando a forma da mesma. Estes parâmetros, determinados para cada curva experimental, de forma que uma cópia destas curvas foi possibilitada, são assim entendidos como primeiro e segundo índices, respectivamente, de caracterização do fenômeno com relação a cada "tatami" investigado.

Para cada um dos "tatamis" foram ajustadas 10 equações representando 10 "ukemis" para cada "tatami", obtendo-se 10 valores para cada um dos parâmetros (A e θ) envolvidos

no ajuste, cujas características, mediante a estatística descritiva, estão contidos na Tabela 30.

Tabela 30 – Características descritivas dos parâmetros A e θ nos diferentes tipos de “tatamis” dos segmentos corporais Punho, Quadril e Tornozelo

Punho							
	A	B	C	D	E	F	G
$\bar{X} A$	983×10^3	1240×10^3	1770×10^3	1602×10^3	1843×10^3	1271×10^3	1459×10^3
$s A$	195×10^3	184×10^3	137×10^3	146×10^3	169×10^3	280×10^3	292×10^3
$\bar{X} \theta$	0,0056	0,0039	0,0039	0,0039	0,0038	0,0043	0,0039
$s \theta$	0,0009	0,0001	0,0001	0,0000	0,0001	0,0007	0,0001

Quadril							
	A	B	C	D	E	F	G
$\bar{X} A$	16090×10^3	23105×10^3	26780×10^3	36410×10^3	67700×10^3	21050×10^3	35140×10^3
$s A$	4033×10^3	6830×10^3	4874×10^3	8888×10^3	32400×10^3	7697×10^3	14021×10^3
$\bar{X} \theta$	0,0198	0,0120	0,0129	0,0113	0,0069	0,0168	0,0128
$s \theta$	0,0030	0,0036	0,0031	0,0023	0,0024	0,0038	0,0056

Tornozelo							
	A	B	C	D	E	F	G
$\bar{X} A$	1244×10^3	1013×10^3	1657×10^3	1159×10^3	1682×10^3	587×10^3	920×10^3
$s A$	290×10^3	248×10^3	211×10^3	414×10^3	671×10^3	189×10^3	359×10^3
$\bar{X} \theta$	0,0123	0,0076	0,0050	0,0060	0,0037	0,0063	0,0059
$s \theta$	0,0070	0,0023	0,0000	0,0011	0,0009	0,0013	0,0018

Os trechos iniciais, ou seja, as inclinações das curvas médias de A e θ , representativas da interação atleta/“tatami” para cada tipo de “tatami”, em cada segmento corporal (punho, quadril e tornozelo), quando a função ajustada era gratificada e podem ser observadas nas Figuras 33, 34 e 35.

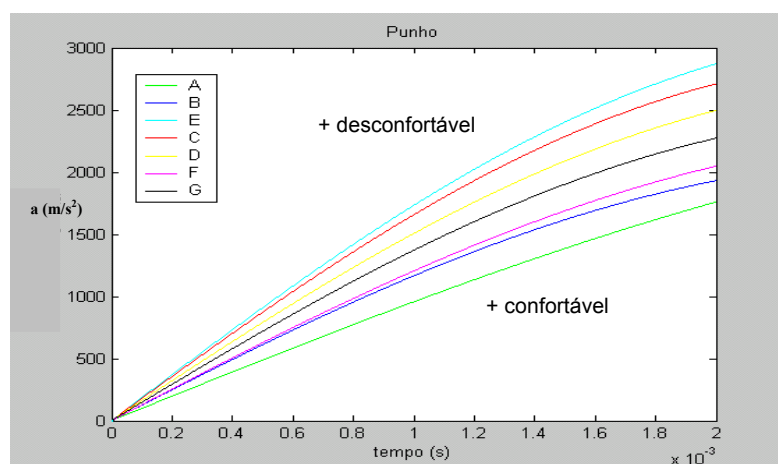


Figura 33 – Curva média obtida no segmento corporal punho para cada tipo de “tatami” ao utilizar-se as médias dos parâmetros A e as médias dos parâmetros θ

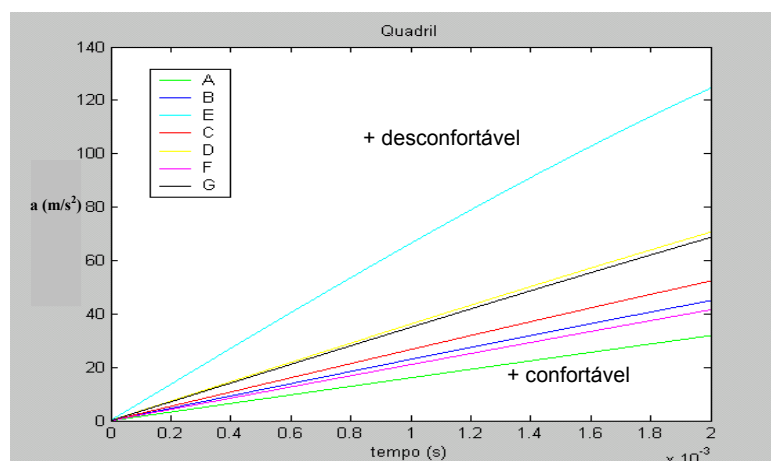


Figura 34 - Curva média obtida no segmento corporal quadril para cada tipo de “tatami” ao utilizar-se às médias dos parâmetros A e as médias dos parâmetros θ

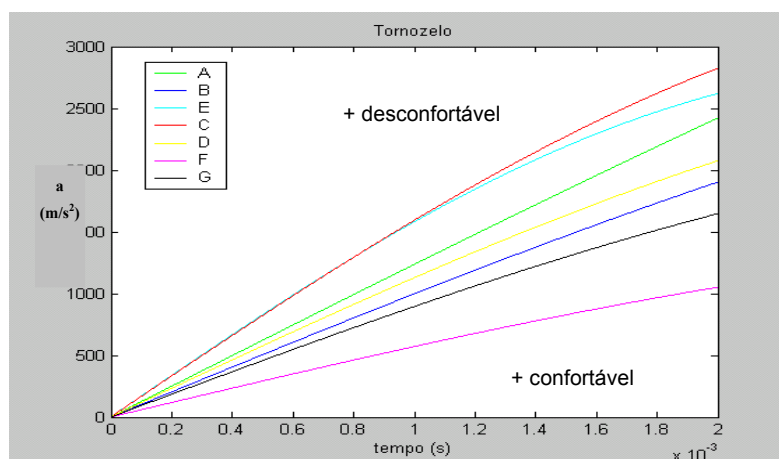


Figura 35 - Curva média obtida no segmento corporal tornozelo para cada tipo de “tatami” ao utilizar-se às médias dos parâmetros A e as médias dos parâmetros θ

Ao se observar a Figura 33, que apresenta as inclinações das curvas médias dos parâmetros (A e θ) dos diferentes “tatamis”, no segmento corporal punho, cujos valores estão contidos na Tabela 30, verifica-se uma ordenação em “A”, “B”, “F”, “G”, “D”, “C” e “E” dos “tatamis”, a qual, considerando a classificação em ordem crescente de desconforto dos “tatamis”; conforme a percepção dos judocas (“A”, “F”, “B”, “G”, “D”, “C” e “E”), pode ser entendida como uma ordem crescente de desconforto dos “tatamis”.

Analisando a inclinação dos “tatamis” (Figura 33) e os valores respectivos dos parâmetros A e θ (Tabela 30), verifica-se a diferença entre os mesmos, na medida em que, quanto maior a inclinação, ou seja, quanto maior a amplitude da curva (A) e menor valor de θ , maior o desconforto oferecido pelo “tatami”.

De acordo com a Figura 34, que apresenta as inclinações das curvas médias dos parâmetros (A e θ) dos diferentes “tatamis”, no segmento corporal quadril, também, verifica-se uma ordenação em “A”, “F”, “B”, “C”, “G”, “D” e “E” dos “tatamis”, a qual, considerando a classificação dos “tatamis” conforme a percepção de desconforto dos judocas, pode ser entendida como uma ordem crescente de desconforto dos “tatamis”.

A classificação dos “tatamis”, obtidas para o quadril quando comparado ao segmento punho, mantem-se as posições dos “tatamis” extremos “A” (menos desconfortável) e “E” (mais desconfortável), e quando comparado a percepção dos atletas (“A”, “F”, “B”, “G”, “D”, “C” e “E”), os “tatamis” “C” e “G” apresentam-se em ordem inversas.

Quanto ao segmento corporal tornozelo, a Figura 35, apresenta as inclinações das curvas médias dos fatores de forma (A e θ) dos diferentes “tatamis”. Assim como as duas representações anteriores verifica-se uma ordenação em “F”, “G”, “B”, “D”, “A”, “E” e “C” dos “tatamis”, a qual, considerando a percepção de desconforto dos judocas, pode ser entendida como uma ordem crescente de desconforto dos “tatamis”.

Como já era de se esperar, haja vista os resultados das análises dos valores de impacto deste segmento corporal, que a classificação dos “tatamis” para o segmento tornozelo seria diferente, tanto dos demais segmentos quanto da percepção dos atletas. Este fato pode ser explicado, por ser este o último segmento a tocar no “tatami”, não havendo controle por parte do “uke”, na medida em que o golpe está sendo concluído e associado a grande velocidade tangencial, face ao comprimento do raio formado pela distância entre o quadril e o pé.

De uma maneira geral, ao se analisar as figuras representativas das inclinações das curvas médias dos parâmetros, pode-se afirmar que os valores obtidos para os parâmetros A e θ , juntamente com a interpretação da percepção de desconforto dos judocas, no segmento punho e o quadril, acabam por classificar os “tatamis” em termos de conforto.

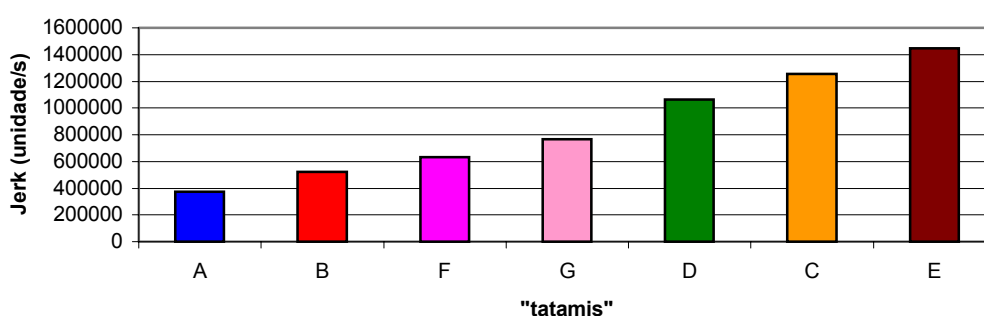
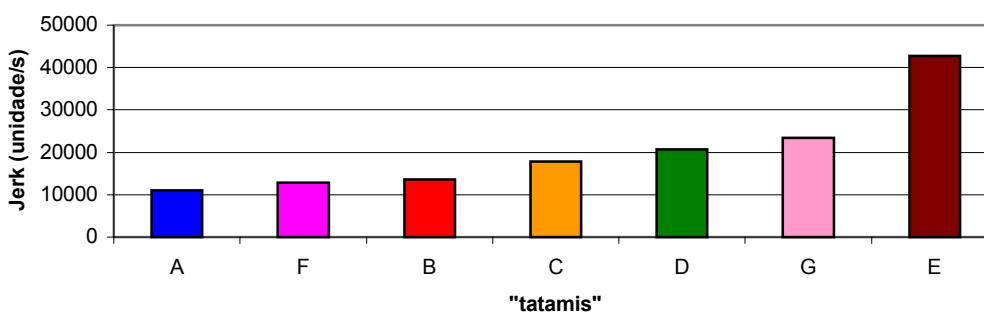
Em continuidade ao estudo, substituiu-se o par de valores dos parâmetros obtidos para cada curva e derivou-se a função contínua mediante a Eq. 03 (representativa da aceleração decorrente do impacto atleta/“tatami”), em relação a metade do tempo de carga da curva de aceleração medida, obtendo-se os valores da função *jerk*.

Os valores médios da metade do tempo de carga da curva de aceleração medida e das *jerk*s calculadas para os diferentes tipos de “tatamis” nos diferentes segmentos corporais, estão contidos na Tabela 31.

Tabela 31 – Taxa de aceleração (*Jerk*) obtida nos diferentes tipos de “tatamis”

	PUNHO						
	A	B	C	D	E	F	G
$\bar{X} \text{ t (s)}$	0,0026	0,0022	0,0015	0,0011	0,0011	0,0019	0,0017
$\bar{X} \text{ Jerk (unidade/s)}$	$3,7402 \times 10^5$	$5,2106 \times 10^5$	$1,2548 \times 10^6$	$1,0655 \times 10^6$	$1,4452 \times 10^6$	$6,3168 \times 10^5$	$7,6425 \times 10^5$
	QUADRIL						
$\bar{X} \text{ t (s)}$	0,0067	0,0046	0,0045	0,0046	0,0026	0,0064	0,0045
$\bar{X} \text{ Jerk (unidade/s)}$	$1,1022 \times 10^4$	$1,3606 \times 10^4$	$1,7799 \times 10^4$	$2,0625 \times 10^4$	$4,2753 \times 10^4$	$1,2832 \times 10^4$	$2,3425 \times 10^4$
	TORNOZELO						
$\bar{X} \text{ t (s)}$	0,0016	0,0015	0,0014	0,0016	0,0012	0,0021	0,0020
$\bar{X} \text{ Jerk (unidade/s)}$	$1,1807 \times 10^6$	$9,0879 \times 10^5$	$1,2967 \times 10^6$	$9,1933 \times 10^5$	$1,2471 \times 10^6$	$3,9236 \times 10^5$	$6,5291 \times 10^5$

Os valores médios das *jerks*, obtidos para cada segmento corporal nos diferentes “tatamis”, estão representados nos Gráficos 30 (punho), 31 (quadril) e 32 (tornozelo),

Gráfico 30 - Representação dos valores médios das *jerks* em ordem crescente do segmento corporal PUNHOGráfico 31 - Representação dos valores médios das *jerks* em ordem crescente do segmento corporal QUADRIL

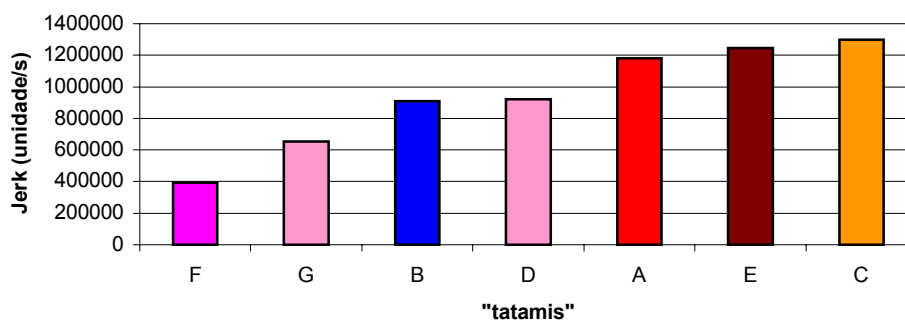


Gráfico 32 - Representação dos valores médios das *jerks* em ordem crescente do segmento corporal TORNOZELO

Deste modo, com base na interpretação da percepção de desconforto dos judocas e dos valores médios de *jerk*, representados nos Gráficos 30, 31 e 32, pode-se notar que menores magnitudes da *jerk* correspondem a superfícies menos desconfortáveis e, possivelmente, pode ser mais seguras do ponto de vista de lesão, causado por colisão (considerando lesão diretamente ligada à sensação de desconforto). Com isto, pode-se supor que a sensação de desconforto no movimento investigado está diretamente relacionado com a ocorrência de altas taxas de mudança de aceleração, na fase decorrente entre o início e o primeiro pico máximo do evento. Esta hipótese pode ser suportada pelo fato de que, tradicionalmente, a *jerk* tem sido empregada na quantificação da suavidade de movimentos (YOUNG & MARTENIUK, 1997; RICHERSON, et al. 2003), bem como, relacionada com o julgamento subjetivo de motoristas de veículos automotores em relação à qualidade das mudanças de marchas utilizando-se diferentes modelos de caixa de câmbio (DUNCAN & WEGSCHEID, 1985).

Tendo suporte na forma como a *jerk* tem sido empregada, assim como na forma como foi avaliada, ou seja, caracteriza a interação atleta/"tatami" na queda, e, na medida em que foi o mesmo atleta que realizou todas as quedas nos diferentes "tatamis", é razoável assumir que a *jerk* calculada reflete as características do "tatami", e ainda, na forte correlação entre a percepção de desconforto dos judocas com a *jerk* do punho e do quadril ($r = 0,92$ em ambas – item 4.6 dos resultados), evidencia-se uma forte capacidade desta variável refletir aspectos da sensação de desconforto do atleta no caso dos "ukemis" em "tatamis". Então a *jerk* é o terceiro índice de caracterização de conforto escolhido.

4.6 Correlações entre as diferentes variáveis do estudo

O nono e último objetivo desta pesquisa foi analisar as possíveis relações entre as variáveis do estudo.

Muito embora, várias correlações tenham sido encontradas, serão apresentadas aquelas relacionadas ao conforto do material, ou seja, as variáveis que apresentaram correlação com a *jerk* (punho, quadril e tornozelo), e com a percepção de desconforto dos judocas. Inicialmente serão apresentados e discutidos os dados intervalares e/ou de razão, para os quais foram utilizados a Correlação de *Pearson* e, posteriormente, os dados nominais, para os quais foram utilizados a Correlação de *Spearman*, todas os cálculos com nível de significância de $p \leq 0,05$.

4.6.1 Correlações entre as *Jerks* e as demais variáveis

Com relação a *jerk* (punho, quadril e tornozelo), as correlações significativas destes com as demais variáveis, estão contidas no Tabela 32 e representadas nos Gráficos 33 a 41.

Tabela 32 – Correlações entre *Jerk* com as demais variáveis

<i>Jerk</i> do Punho	x	Impacto do Punho (z)	0,96
<i>Jerk</i> do Punho	x	Impacto do Pêndulo	0,90
<i>Jerk</i> do Punho	x	Tempo de Impacto do Punho	- 0,87
<i>Jerk</i> do Punho	x	Tempo Impacto do Quadril	- 0,80
<i>Jerk</i> do Punho	x	Tempo Impacto Tornozelo	- 0,81
<i>Jerk</i> do Punho	x	Tempo Impacto do Pêndulo	- 0,91
<i>Jerk</i> do Punho	x	<i>Jerk</i> do Quadril	0,79
<i>Jerk</i> do Quadril	x	Tempo Impacto do Quadril	- 0,88
<i>Jerk</i> do Tornozelo	x	Impacto do Tornozelo	0,93

$r_t(0,005;7) = 0,67$

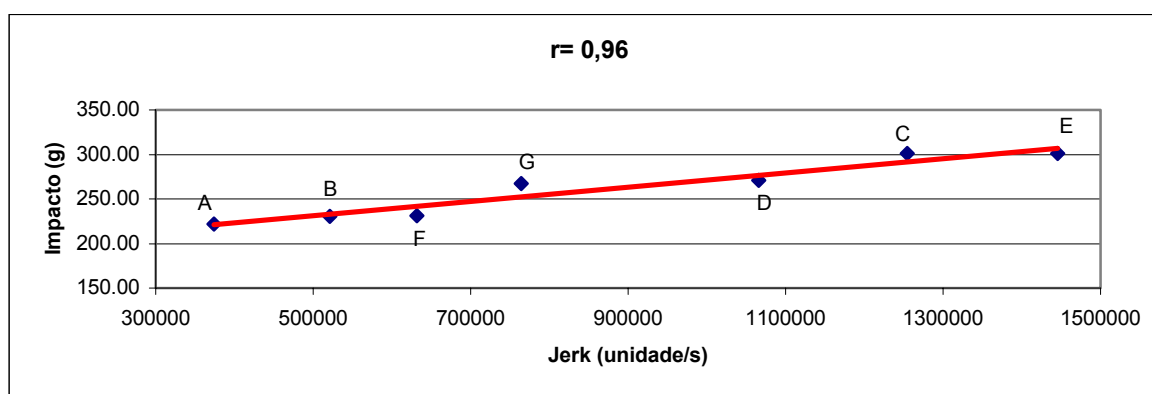


Gráfico 33 - Correlação entre Impacto do Punho x *Jerk* do Punho

Como era de se esperar, houve forte correlação entre o impacto do punho com a *jerk* do punho (Gráfico 33), pois são variáveis provenientes do mesmo sistema de medição e das mesmas curvas de acelerações, resultando que, os “tatamis” “A”, “B” e “F” com menores magnitudes de *jerk* (menos desconfortáveis), apresentaram menor valor de impacto e os

com maiores impactos (“C” e “E”), apresentaram maiores valores de *jerk*, por conseguinte, os mais desconfortáveis.

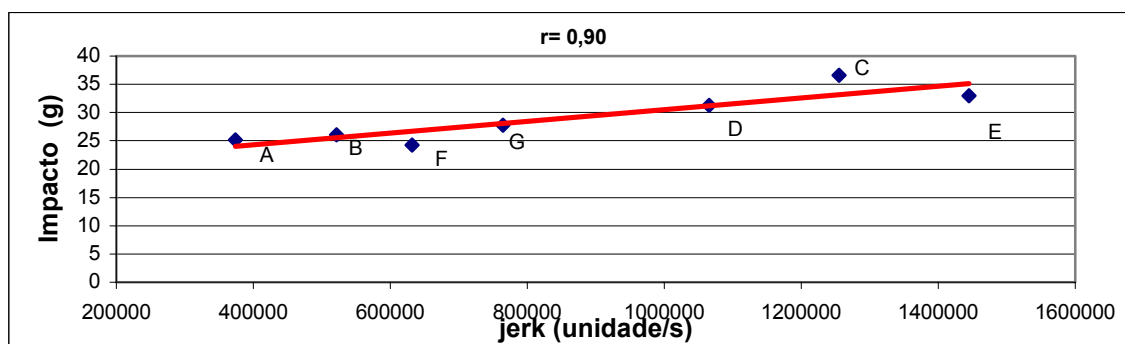


Gráfico 34 - Correlação entre *Jerk* do Punho x Impacto do Pêndulo

A correlação apresentada no Gráfico 34, novamente, confirma que os “tatamis” “A”, “B”, “F” e “G”, são os menos desconfortáveis, tendo em vista que neste experimento tem-se como variáveis o impacto do pêndulo (ensaio mecânico), com pouca interferência, e a *jerk* do punho, calculada a partir dos valores de impactos das batidas da mão do judoca contra os “tatamis” (em situação real), cuja magnitude varia segundo sua percepção de desconforto, sendo que o judoca bate com maior intensidade nos “tatamis” menos desconfortáveis e de forma contrária nos mais desconfortáveis.

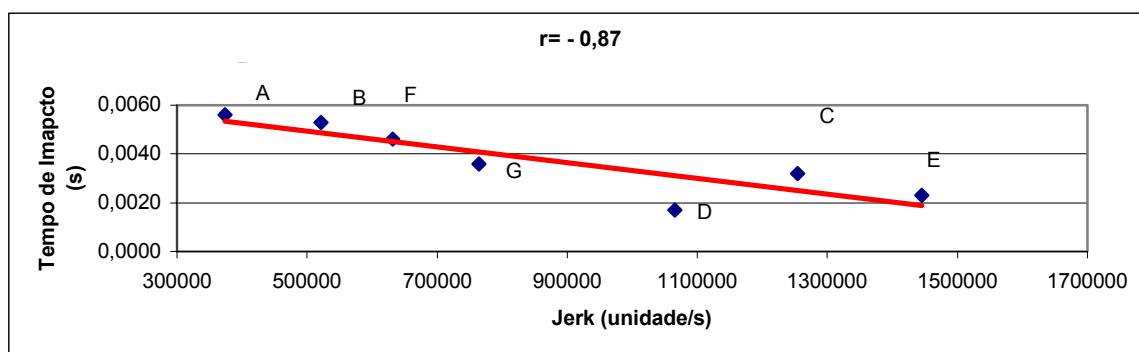


Gráfico 35 - Correlação entre *Jerk* do Punho x Tempo de Impacto do Punho

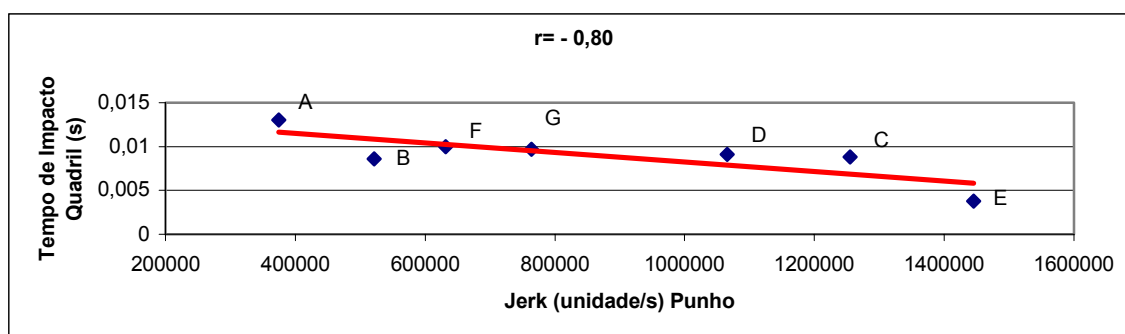


Gráfico 36 - Correlação entre *Jerk* do Punho x Tempo de Impacto do Quadril

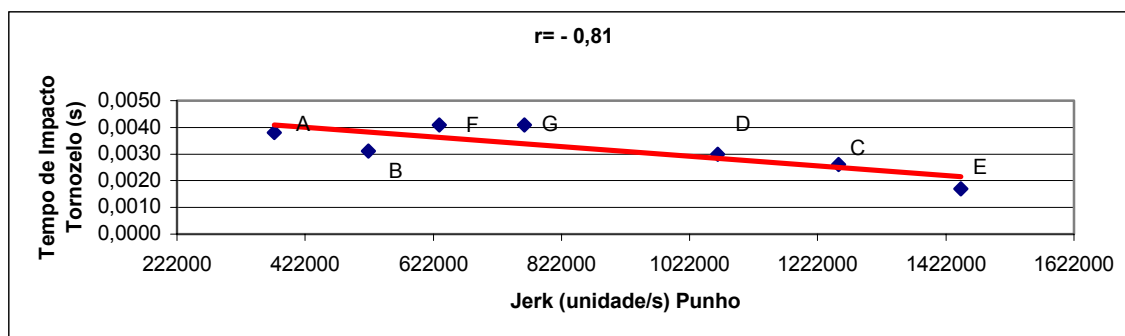


Gráfico 37 - Correlação entre *Jerk* do Punho x Tempo de Impacto no Tornozelo

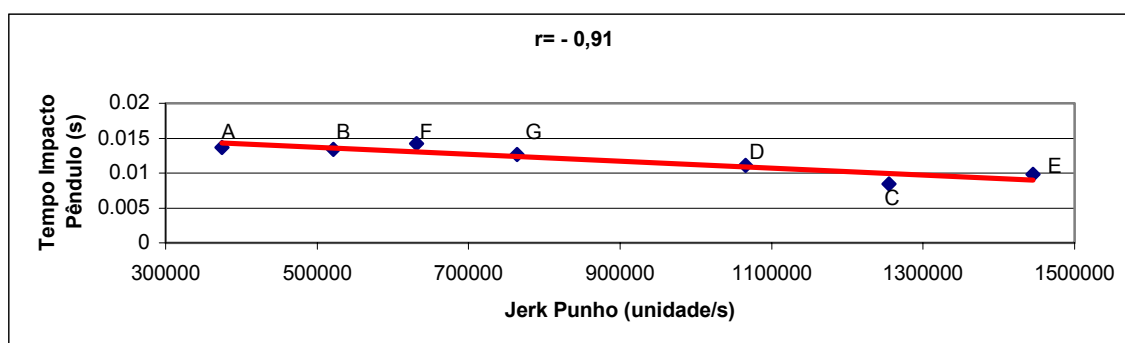


Gráfico 38 - Correlação entre Tempo de Impacto no Pêndulo x *Jerk* do Punho

Os Gráficos 34, 35, 36, 37 e 38, representam as fortes correlações negativas entre tempos de impactos e *jerks*, confirmando que o desconforto está associado ao tempo de impacto. Estes resultados são esperados, tendo em vista que a variável tempo (tempo de carga), faz parte da equação utilizada para o cálculo da *jerk*.

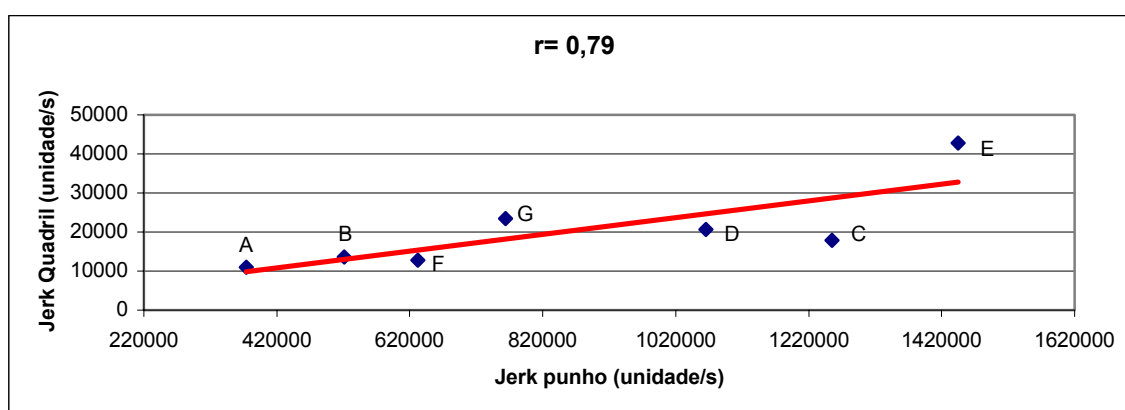


Gráfico 39 - *Jerk* do Punho x *Jerk* do Quadril

A correlação representada no Gráfico 39 indica que o desconforto gerado no segmento punho é semelhante ao gerado no quadril, mesmo que a batida da mão tenha a finalidade de reduzir o valor do impacto no quadril, tal redução está associada às respostas individuais

dos diferentes materiais. Neste caso, a redução da intensidade não altera a classificação de desconforto.

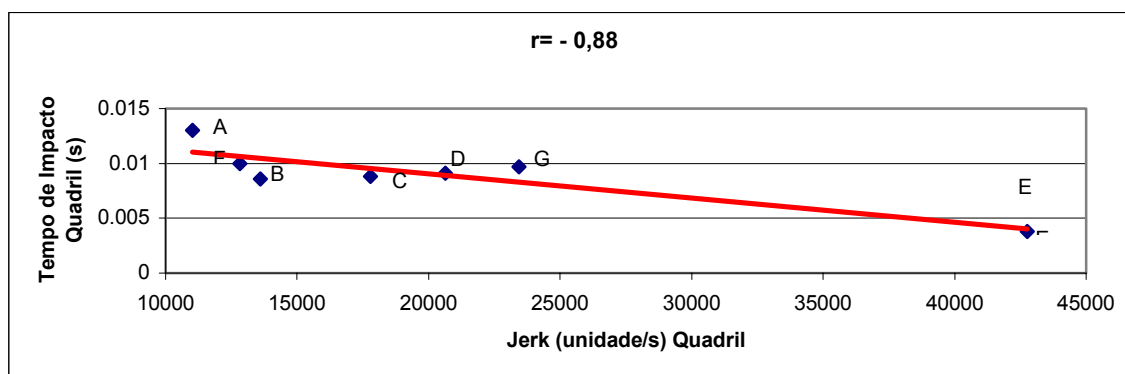


Gráfico 40 - Correlação entre *Jerk* do Quadril x Tempo de impacto do Quadril

Da mesma forma que os Gráficos 34, 35, 36, 37 e 38, os resultados da correlação apresentado no Gráfico 40, representa a forte correlação negativa entre tempo de impacto e *jerks*, confirmando que o desconforto está associado ao tempo de impacto.

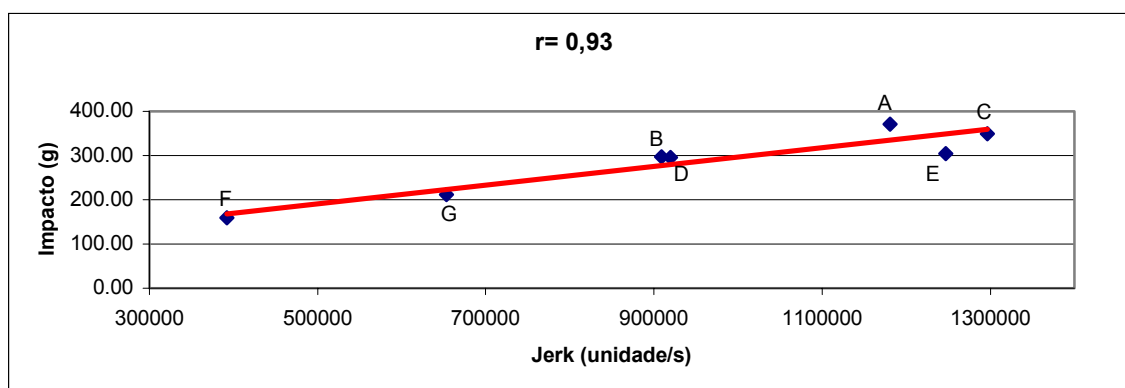


Gráfico 41 - Correlação entre *Jerk* do Tornozelo x Impacto do Tornozelo

Da mesma forma que ocorreu no Gráfico 34, houve forte correlação entre o impacto do tornozelo e a *jerk* do tornozelo (Gráfico 41), tendo em vista que são valores retirados do mesmo processo de medição. Todavia, a diferença na classificação dos “tatamis” apresentada nesta correlação, pode ser explicada pela dificuldade de controle da intensidade de colisão do tornozelo, durante a execução dos “ukemis”, pois o bloqueio do movimento do quadril, gera um momento do membro inferior, tendo como eixo de rotação a articulação do quadril. Considerando que em cada execução pode variar o raio (maior ou menor flexão da articulação do joelho), então, em cada execução pode, também, variar o valor do impacto.

4.6.2 Correlações entre Desconforto com as demais variáveis

Os resultados obtidos mediante a correlação de *Spearman*, a $p > 0,05$, da variável desconforto com as demais, estão contidos na Tabela 36 e representados nos Gráficos 66 a 69.

Tabela 33 – Correlações entre Desconforto com as demais variáveis

VARIÁVEIS			rs
Desconforto	x	Impacto do Pêndulo	0,88
Desconforto	x	Impacto da Mão (z)	0,92
Desconforto	x	<i>Jerk</i> do Punho	0,92
Desconforto	x	<i>Jerk</i> do Quadril	0,92

rt (0,005;7) = 0,79

Na análise dos valores da Tabela 33, representados nos Gráficos 42 a 45, constata-se associações positivas e fortes da percepção de desconforto do judoca ao caírem sobre os diferentes tipos de “tatamis”, com as variáveis: impacto do pêndulo; impacto do punho; *jerk* do punho; e *jerk* do quadril.

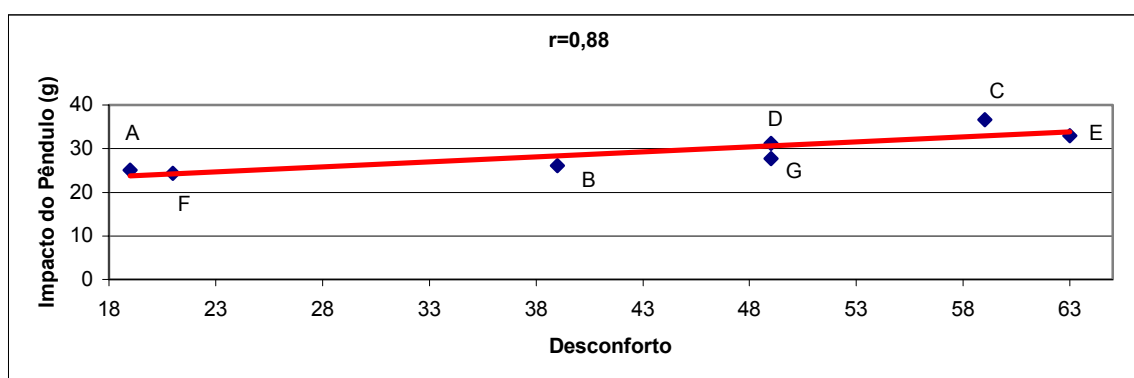


Gráfico 42 – Correlação entre Desconforto x Impacto do Pêndulo

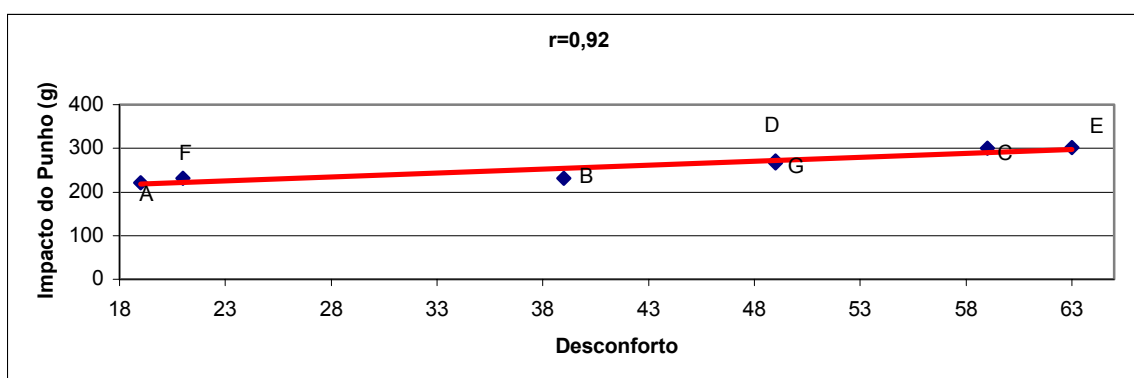


Gráfico 43 – Correlação entre Desconforto x Impacto do Punho

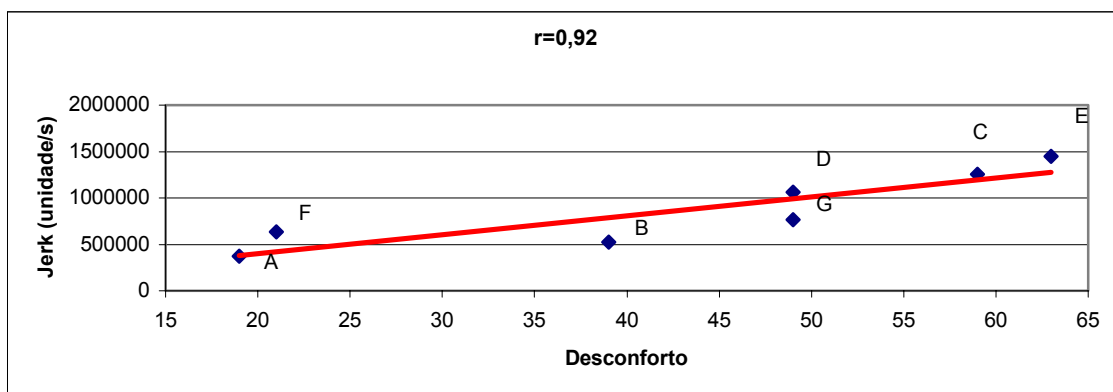


Gráfico 44 – Correlação entre Desconforto x *Jerk* do Punho

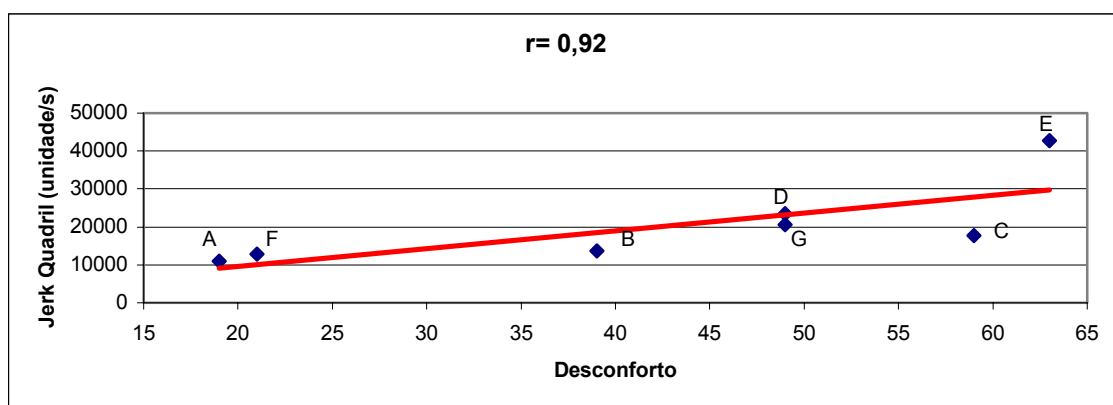


Gráfico 45 - Desconforto x *Jerk* do Quadril

Dentre as quatro correlações, constata-se que o impacto do pêndulo foi menor ($r=0,88$), isto pode ser explicado por serem duas situações experimentais distintas, a primeira (com o pêndulo) caracterizada como sendo um experimento (ensaio mecânico) com interferências mínimas, enquanto que as demais, com coeficientes iguais (0,92), têm a participação do homem, cuja variação da intensidade de carga é influenciada pela própria sensibilidade de desconforto ao colidir seu corpo com o “tatami”.

Também é igual nos quatro gráficos a classificação dos “tatamis” (“A”, “F”, “B”, “G”, “D”, “C” e “E”), do menos desconfortável para o mais desconfortável, cujos resultados quantitativos (valores de impactos) são confirmados pelos qualitativos (percepção de desconforto).

5 CONCLUSÕES

Face aos resultados obtidos, com base no referencial teórico e respeitando as limitações do estudo, conclui-se que:

*a) os coeficientes de restituição dos diferentes “tatamis” ficaram entre, 0,53 “tatami” “C” e 0,67 “tatami” “A”, dispostos em dois platôs. O primeiro com valores entre 0,53 a 0,57 (“tatamis” “C”, “B”, “D” e “E”); o segundo com valores entre 0,65 a 0,67 (“tatamis” “F”, “G” e “A”). Os “tatamis” do segundo grupo, teoricamente, são os que estariam transmitindo maior quantidade de energia aos judocas, oriundas das forças de reação do solo, coincidentemente estes foram considerados na avaliação perceptiva dos judocas e pelos índices de conforto (A, θ e *jerk*), como os menos desconfortáveis.*

b) os valores de impacto gerados por um pêndulo balístico instrumentado permitem classificar, em ordem crescente, dois blocos, sendo o primeiro formado pelos “tatamis” “F”, “A”, “B” e “G”, cuja média foi 30% menor que a média do segundo bloco formado pelos “tatamis” “D”, “E” e “C”. Embora tenha sido um experimento mecânico, a ordem dos valores crescentes de impacto é praticamente a mesma encontrada pelos índices de conforto do punho (“A”, “B”, “F”, “G”, “D”, “C” e “E”) e pela percepção de desconforto dos judocas (“A”, “F”, “B”, “G”, “D”, “C” e “E”).

c) as forças de impacto nos diferentes segmentos corporais do corpo do judoca registrados pela plataforma de força foram diferentes, tanto para os diferentes segmentos corporais quanto para os diferentes “tatamis”; consideradas tão altas (1,3 a 2,26 PC na mão; 5,85 a 6,85 PC no quadril; e, 2,46 a 5,30 PC no pé), quanto às modalidades esportivas que exigem saltos.

d) os valores de impacto, nos diferentes segmentos corporais do corpo do judoca, registrados por acelerômetro foram altos, principalmente, nos segmentos corporais tornozelo e punho na direção vertical (371,37 e 244,37 g, respectivamente). Por outro lado, o segmento quadril foi o que apresentou as menores magnitudes de impacto.

Na comparação dos valores de impactos dos segmentos corporais *entre os eixos*, os impactos mais altos foram no eixo vertical para o punho e tornozelo, e eixo lateral para o quadril, e, na comparação dos valores de impactos *entre os segmentos corporais*, pode-se

dizer que o quadril foi o que apresentou menor valor de impacto em todos os eixos e em todos os “tatamis”; o punho teve os maiores valores de impacto no eixo lateral e o tornozelo, além de apresentar os maiores de valores de impacto no eixo longitudinal, foi 3/7 dos “tatamis” o maior valor no eixo vertical.

Tanto os maiores valores de impacto nos segmentos como a direção destes, serviram para ratificar a importância do “ukemi” na amenização dos efeitos dos impactos, haja vista que a área de maior massa e, conseqüentemente, com maior número de órgãos internos, apresentou menores magnitudes de impacto.

e) os valores dos tempos de impactos, gerados pelo pêndulo balístico confirmam que os “tatamis” que apresentaram os CRs maiores (“A” – 0,67; “G” – 0,66 e “F” – 0,65), tiveram também, além do “tatami” “B” (0,0134 s), os maiores tempos de impactos (0,0137 s; 0,0127 s; e 0,0142 s, respectivamente). Assim, os “tatamis” “A”, “G” e “F” possuem propriedades que permitem maior restituição em maior tempo de impacto, fato este que justifica serem estes, três dos quatro “tatamis”, considerados como menos desconfortáveis para a prática dos “ukemis”.

f) quanto aos tempos de impactos dos segmentos corporais nos diferentes “tatamis”, no segmento corporal punho, nos três eixos medidos, o “tatami” “E” foi o que apresentou menores valores de tempo de impacto, e o “tatami” “A” os maiores. No segmento corporal quadril, o “tatami” “E” também apresentou o menor tempo de impacto em todos os eixos e o “tatami” “A” na direção lateral e vertical; o “tatami” “F” na direção longitudinal, os maiores; no tornozelo o “tatami” “C” (lateral) e o “tatami” “E” (longitudinal e vertical) os menores; e “F” nas três direções, os maiores. Via de regra, os “tatamis” que apresentaram maiores tempos de impacto são os mesmos considerados como menos desconfortáveis.

g) com relação à percepção de desconforto, os judocas consideraram como os “tatamis” mais confortáveis para a prática dos “ukemis”, o “tatami” “A”, seguido do “tatami” “F” e “B”. Os resultados desta investigação serviram de parâmetro para as análises das demais variáveis, principalmente, na proposta das equações que permitiram obter índices de conforto para os diferentes “tatamis”, o que permite afirmar ter sido esta fase do estudo a de maior contribuição.

h) quanto aos três índices de conforto obtidos, os ajustes de A e θ casados com a percepção dos atletas, acabam por classificar os “tatamis” com relação ao desconforto oferecido, onde A grande e θ pequeno levam a desconforto e A pequeno e θ grande geram conforto; da mesma forma, que os valores médios da *jerk* casados com a percepção dos

atletas apontam que altas taxas de mudança de aceleração correspondem a “tatamis” mais desconfortáveis.

Assim, os *índices de conforto* (A , θ e *jerk*) acabam por classificar os “tatamis” em ordem decrescente de conforto, para o segmento corporal punho em: “A”, “B”, “F”, “G”, “D”, “C” e “E”; para o segmento corporal quadril em: “A”, “F”, “B”, “C”, “D”, “G” e “E”; e para o segmento corporal tornozelo em: “F”, “G”, “B”, “D”, “A”, “E” e “C”.

Os procedimentos utilizados para obtenção dos índices (A , θ e *jerk*), poderão ser utilizados na classificação de outros materiais medidos sob a ação de impacto.

i) os resultados obtidos, mediante as correlações entre as diferentes variáveis, confirmam os demais resultados e ainda permitem ratificar que: 1) o pêndulo balístico é um instrumento que pode ser usado no estudo de conforto de materiais com características mecânicas semelhantes aos “tatamis”, haja vista a correlação significativa dos valores de impacto do pêndulo (g), tanto com a percepção do desconforto quanto com os índices de conforto obtidos no punho; 2) a eficácia dos “ukemis” para distribuir as cargas entre os segmentos durante os impactos; e 3) a *jerk* (punho e quadril) pode ser usada para refletir a sensação de desconforto do atleta no caso dos “ukemis” em “tatamis”, tendo em vista a forte correlação com a percepção de desconforto dos judocas.

De uma maneira geral, não se pode deixar de referendar que, muito embora se tenha investigado os diferentes tipos de “tatamis” em diferentes variáveis, com o intuito de identificar as qualidades destes materiais, visando o conforto do usuário e, conseqüentemente, menos danos ao organismo, independente dos tipos de “tatamis” analisados, os altos valores de impactos recebidos pelo corpo do judoca ao colidir com o “tatami”, mesmo sendo curto o contato, podem gerar danos ao organismo, principalmente quando somados aos anos de prática.

Enfim, todo o conteúdo sintetizado neste estudo, de nada servirá se os usuários destes materiais não se derem conta da importância de se exigir dos fabricantes e/ou representantes, especificações sobre o tipo de material que está sendo adquirido e/ou utilizado, para se certificarem do quanto de conforto e segurança o material propiciará para os mesmos. Pois, uma arte que vem sendo praticada desde 1882 e com um número cada vez maior de praticantes, inclusive com premiações olímpicas, merece mais cuidados, pelo menos em termos de segurança e conforto para seus praticantes.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVIM, J. **Judo**: nague-waza. São Paulo, 1975. 77 p.

ARPIN, L. **Livro de Judô**: de pé. Traduzido por Micheline Christophe. Rio de Janeiro: Record, 1970. 174 p.

ASHRAE STANDARD. **Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy**. 55/1992.

AMADIO, A. C. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEFUSP, 1996. 162 p.

AMADIO, A. C. Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importâncias e aplicações no movimento humano. In: **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Editora Estação Liberdade Ltda - EEFUSP, 2000. p. 45-70.

BEER, F. P., JOHNSTON JR., E. R. **Mecânica vetorial para engenheiros**. 5 ed. Tradução de Adolpho Hengeltraub. São Paulo: Makron Books. 1994. 793 p.

BERKLEY, K. J.; HUBSCHER, C. H. Are there separate control nervous system pathways for touch and pain? **Nature Medicine**, v. 776, 1995.

BORG, G. **Escalas de Borg para a dor e o esforço percebido**. Traduzido por Fernando Gomes de Nascimento. São Paulo: Manole. 2000. 113 p.

BONNEY, R. A. Human responses to vibration: principles and methods. In: **Evolution of human work**. Nottingham: Taylor & Francis, 1998. cap. 18. p. 541- 555.

BOVENZI, M.; ZADINI, A. Occupational musculoskeletal disorders in the neck and upper limbs of forestry workers exposed to hand-arm vibration. **Ergonomics**, London, v. 34, n. 5, p. 547-562.1991.

BRANCO, J. C. ET AL. **Judô**: da iniciação à competição. Coimbra: Centelha, 1893. 176 p.

BRINCKMANN, P., et al. Quantification of overload injuries to thoracolumbar vertebrae and discs in persons exposed to heavy physical exertions or vibration at the workplace. Part II: Occurrence and magnitude of overload injury in exposed cohorts. **Clinical Biomechanics**. V. 13 n, Supl 2, 1998. Abstract. Disponível em: <http://www.cdrompro.com.br/cgi-bin/wsufsc_exatas.cgi> Acesso em: 19 setembro 2000.

BRITISH STANDARDS INSTITUTION. **Guide to the evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock**. BS 6841, 1987.

BRODY, H. Physics of the tennis racket. **American Journal of Physics**, v.6, p.382-487, 1979.

BURSTRÖM, L.; LUNDSTRÖM, R. Absorption of vibration energy in the human hand and arm. **Ergonomics**, London, v. 37, n. 5, p. 879-890.1994.

BUSCHINELLI, J. T. P.; MORO, G. Avaliação epidemiológica de sintomatologia gástrica e lombalgias em expostos a vibrações de baixa frequência (corpo inteiro). **Revista Brasileira de Saúde Ocupacional**, São Paulo, n. 51, v. 13, p. 37-39, jul./agost./set. 1985.

CASTER, B. L. **The effects of height and post-landing movement task on lower extremity landing biomechanics**. Ph. D. University of Oregon, 1996. Abstract. Disponível em: <<http://www.cev.org/biblioteca/index.html>> Acesso em : 9 julho 2000.

CORY, C. Z. et al. The potential and limitations of utilising head impact injury models to assess the likelihood of significant head injury in infants after a fall. **Forensic Science International**, n.123, p. 89-106. 2001. Disponível em: <<http://www.elsevier.com/locate/forsciint>>. Acesso: 12 março de 2003.

COSTA, G. A. B. **Contributions to basketball shoe design. Biomechanical analysis of the shoe: influence on vertical jump and performance epidemiological aspects**. Abstract. Disponível em: <<http://isb.ri.cct.org/literature/UMI/tiles>>. Acesso em: 23 julho 2000.

CRUZ, R. M. **Psicodiagnóstico de síndromes dolorosas crônicas relacionadas ao trabalho**. Florianópolis: UFSC., 2000. 296 p. Tese (Doutorado em Engenharia de Produção). Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina, Santa Catarina.

DALAI LAMA, B.; CUTLER, H. C. **A arte da felicidade**. 10 ed. Traduzido por Waldea Barcellos. São Paulo: Martins Fontes, 2001. 270 p.

DOLEYS, D. M. **Pain; an evolving concept?** Disponível em: <<http://www.pain.com/articles/onepage.ctm?chapter-id=69>>. Acesso em: 13 março 2002.

DUARTE, M. D. B. **A dor nas costas e o processo de viver de trabalhadores da enfermagem na visão holístico-ecológica**. Florianópolis: UFSC., 2001. 188p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção). Engenharia de Produção, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

DUFET, J. S.; BATES, B. T. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. **Sports Medicine**, v. 12, n. 5, p. 326-337, 1991.

DUFET, J. S.; ZHANG, S. Landing models for volleyball players: a longitudinal evaluation. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 36, n. 1, p. 35-42, 1996.

DUNCAN, J. R.; WEGSCHEID, E. L. Determinants of off-road vehicle transmission 'shift quality'. **Applied Ergonomis**, v. 16, n.3, p. 173-178, 1985.

EBE, K.; GRIFFIN, M. J. Qualitative models of seat discomfort including static and dynamic factors. **Ergonomics**, v. 43, n. 6, p. 771-790, 2000.

ENOKA, R. G. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2. ed. Traduzido por Antonia Dalla Pria Bankoff e colaboradores. São Paulo:Manole, 2001. 450 p.

EL HAYEK, I. R.; LEIVAS, T. P. Determinação da absorção de energia do solado de calçados esportivos através de ensaio de resistência ao impacto e à compressão. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., 1995. Brasília. **Anais ...** Brasília: UNB, 1995. 395 p. p.48-53.

EUNOFRE. Dores distônicas – fenomenologia da dor. Disponível em: <<http://www.eunofre.hpg.ig.com.br/dor2.html>>. Acesso em: 13 março 2002.

FAGGIONATO, S. **Percepção ambiental. Material de apoio – textos**. Projeto de Educação Ambiental. Disponível em: <<http://educar.sc.usp.br/biologia/textos/m-a-txt4.html>>. Acesso em: 23 julho 2000.

FAIRLEY, T. E. Predicting the discomfort caused by tractor vibration. **Ergonomics**, v. 38, n. 10, p. 2091-2106, 1995.

FANTINI, C.; MENZEL, H. J. Análise de impactos em aterrissagens após saltos máximos em diferentes grupos de atletas e não-atletas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 2001. Gramado. **Anais ...** Gramado: UFRGS, 2001. v.2, 369 p. p. 89-93.

FAUNO, P., et al. Soreness in lower extremities and back is reduced by use of shock absorbing heel inserts. **J. Sports Med.**, v. 14, p. 288-290, 1993.

FRANCHINI, E. Bases para a detecção e promoção de talentos na modalidade judô. In: **Prêmio INDESP de Literatura Esportiva**. v. 1. Brasília: Instituto Nacional de Desenvolvimento do Desporto, 1999. cap. 1 p. 16-104.

FROST, H. M. **An introduction to biomechanics**. 2. ed. Springfield: Charles C. Thomas, 1971. 151 p.

GALAFASSI, M. C. **Medicina do trabalho: programa de controle médico de saúde ocupacional (NR-7)**. São Paulo: Atlas, 1998. 164 p.

GALLI, M. L.; SANTOS, S. G. dos; DUARTE, M. F. S. Lesões em judocas: estudo de algumas possíveis causas. In: SIMPÓSIO DE PRODUÇÃO E VEICULAÇÃO DO CONHECIMENTO EM EDUCAÇÃO FÍSICA, 3., 2000. Florianópolis. **Anais ...** Florianópolis: UFSC, 2000. 133 p. p. 93.

GAMA, R. J. **Manual de iniciação do judô**. Rio de Janeiro: Grupo Palestra Sport. 1986. 105 p.

GERBERICH, S.G., et al. Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. **Physician and Sports Medicine**. v. 15, n. 8, p. 75-79, 1987.

GERGES, S. N. Y. Efeitos do ruído e de vibrações no homem. In: **Ruído: fundamentos e controle**. São Paulo: CBSS1, 1992. cap. 2. p. 41-79.

GOMES, F. P. **Curso de estatística experimental**. 13. ed. Piracicaba: Nobel AS. 1990. 468 p.

GRIFFIN, M. J. Measurement and evaluation of whole-body vibration at work. **International Journal of Industrial Ergonomics**, n.6, p. 45-54, 1990.

GRIFFIN, M. J. A comparison of standardized methods for predicting the hazards of whole-body vibration and repeated shocks. **Journal of Sound and Vibration**. v. 215, n. 4, p. 883-914, 1998.

GURRAM, R.; GOUW, G. J.; RAKHEJA, S. Grip pressure distribution under static and dynamic loading. **Experimental Mechanics**. v. 33, p. 169-173, 1993.

HANSELMAN, D.; LITTLEFIELD, B. **MATLAB'5: Versão do estudante – guia do usuário**. São Paulo: Makron, 1999. 412 p.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. Traduzido por Adilson Dias Salles. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. 320 p.

HARRIS, C. M.; CREDE, C. E.: Introduction to the handbook. HARRIS, C. M.; CREDE, C. E. (Orgs). **Shock & Vibration Handbook**. . 2 th ed. New York: McGraw-Hill Book Company, 1976. cap.1. p. 1-25.

HATZE, H. The relationship between the coefficient of restitution and energy losses in tennis rackets. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 9, p.124-142, 1993.

HAY, J. G.; REID, J. G. **As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano**. Rio de Janeiro: Prentice Hall do Brasil, 1985. 281 p.

IIDA, I. **Ergonomia: projeto e produção**. 5. ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1998.

INTERNATIONAL STANDARD. **Evaluation of human exposure to whole-body vibration**. Part 1: General requirements. ISO 2631/1.1985. 15 p.

INTERNATIONAL STANDARD. **Evaluation of human exposure to whole-body vibration. Part 2: Continuous and shock-induced vibration in buildings (1 to 80 Hz)**. ISO 2631/2.1989. 20 p.

INTERNATIONAL STANDARD. **Mechanical vibration – Guidelines for the measurement and the assessment of human exposure to hand-transmitted vibration**. ISO 5349/1986. 12 p.

JAMES, S. L.; BATES, B. T.; OSTERNING, L. R. Injuries to runners. **American Journal of Sports Medicine**. v. 6, n. 2, p. 40-49, 1978.

JAMES, C. R. **Effects of overuse injury proneness and task difficulty on joint kinetic variability during landing**. Ph. D. University of Oregon, 1996. Abstract. Disponível em: <<http://www.cev.org/biblioteca/index.html>> Acesso em: 9 julho 2000.

JOHANSSON, I. et al. Perception of surface pressure applied to the hand. **Ergonomics**.v. 42, n. 10, p. 1274-1282, 1999.

KAKIGI, R.; WATANABE, S. Pain relief by various kinds of interference stimulation apply peripheral skin in humans: pain-related brain potentials fool laser stimulation. **Journal Peripheral Nervous System**, v.1, n.3, p. 189-198, 1996.

KIHLBERG, S., et al. A. Acute effects of vibration from a chipping hammer and a grinder on the hand-arm system. **Occupational and Environmental Medicine**. v. 52, n. 11, p.731-737, 1995.

KONRAD, H. **Dor psicológica**. Disponível em: <<http://www.dor.med.br/Psicolg.html>>. Acesso em: 13 março 2002.

LASSERRE, R. **Judo: manual prático**. 2. ed. São Paulo: Editorial Mestre Jou, 1975. 292 p.

LIMA, A. G. T., NOGUEIRA, J. I. C., ROCHA, V. M. Incidência de lesões em judocas amadores. In: CONGRESSO DE EDUCAÇÃO FÍSICA DE PAÍSES DA LINGUA PORTUGUESA, 1998. La Corunã. **Anais ...** La Corunã: Instituto de Educação Física da Galícia, 1998(a). p. 280.

LIMA, A. G. T., NOGUEIRA, J. I. C., ROCHA, V. M. Incidência de lesões em judocas do sexo feminino. In: 50ª Reunião Anual da SBPC, 1998. Natal. **Anais ...** Natal: Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 1998(b). p. 272.

LOCKWOOD, K. L. **Repetitive impact training: an integrated evaluation in competitive figure skaters. A multi-disciplinary approach (figure skaters, bone mineral density).** Ph. D. University of Alberta (Canada). Abstract. Disponível em: <<http://isb.ri.cct.org/literature/UMI/tiles>> Acesso em: 23 julho 2000.

LOESER, J. D.; MELZACK, R. Pain: an overview. **Lancet**, v. 353, p. 1607-1609, mai. 1999.

MACAULAY, M. **Introduction to impact engineering.** London: Chapman and Hall. 1987, 276 p.

MANN, J., SHORT, L. **O corpo de luz: história e técnicas práticas para despertar o seu corpo sutil.** Traduzido por Cecília Casa. São Paulo: Editora Pensamento, 1990. 178 p.

MARTINS, C. O.; DUARTE, M. F. S. A influência da música na atividade física. **Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde**. v. 2, n. 4, 1997. p. 5-16.

McGINNIS, P. M. Cinética linear: explicando as causas do movimento linear. In: **Biomecânica do esporte e exercício.** Porto Alegre: Artmed, 2002. p. 102 - 117.

McKENZIE, D. C.; CLEMENT, D. B.; TAUNTON, J. D. Running shoes, orthotics and injuries. **Sport Medicine**. v. 2, p.334-337, 1985.

McLEOD, R. W.; GRIFFIN, M. J. Mechanisms of vibration-induced interference with manual control performance. **Ergonomics**, v. 38, n. 7, p. 1431-1444, 1994.

MELZACK, R. Gate control theory, on the evolution of pain concepts. **Pain Forum**, v.5, p. 128-138, 1999.

MELO, S. I. L. **Um sistema para determinação do coeficiente de atrito entre calçados esportivos e pisos usando plano inclinado.** Santa Maria: UFSM., 1995. 221p. Tese (Doutorado em Ciência do Movimento Humano). Centro de Desportos, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria.

MERCER, J. A. **Effects of fatigue on shock attenuation during running.** Ph. D. University of Oregon, 1999. Abstract. Disponível em: <<http://www.cev.org/biblioteca/index.html>>. Acesso em: 9 julho 2000.

MEYDAN, T. Recent trends in linear and angular accelerometers. **Sensors and Actuators**. n. 59, p. 43-50, 1997.

MOSELEY, M. J.; GRIFFIN, M. J. **Visual Displays.** In: A design guide for visual displays and manual tasks in vibration environments. ISVR Technical Report: University Southampton. 133 p. 1986.

MORAES, L. F. S. **Os princípios das cadeias musculares na avaliação dos desconfortos corporais e constrangimentos posturais em motoristas do transporte coletivo.** Florianópolis: UFSC., 2002. 188p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção). Engenharia de Produção, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

MOURE, M. L.; PIETTE, A.; MAICHAIRE, J. Trabalho com lixadeiras. **Revista Proteção**, São Paulo, v. 6, n. 32, p. 36-39, agos. 1994

MURRAY, J. F. Effects of whole us part method of training on transfer of learning. **Perceptual and Motor Skills**, n. 53, p. 883-889, 1981.

NEOPOMUCENO, L. X. As vibrações mecânicas como agentes de insalubridade. **Revista Brasileira de Saúde Ocupacional**. n. 35, v.9, Jul.Agost.Set., 1981.

NIGG, B. M., HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. Nova Iorque: John Wiley & Sons, 1994.

NIOSH (NATIONAL INSTITUTE FOR OCCUPATIONAL SAFETY AND HEALTH). **Criteria for a recommended standard – occupational exposure to hand-arm vibration**. Ohio: Public Health Service, set. 1989. 126 p.

ORENDURFF, M. **The effects of mountain bicycle fork stiffness on impact acceleration**. M. S. University of Oregon, 1997. Abstract. Disponível em: <<http://www.cev.org/biblioteca/index.html>> Acesso em: 9 de julho 2000.

PANDA, M. D. J. **Estudo dinâmica dos principais padrões de passos do step training**. Florianópolis: UDESC, 2001. 115 p. Dissertação (Mestrado em Ciência do Movimento Humano - Biomecânica)- Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis.

PIOVESAN, E. J. et al. Utilização da algometria de pressão na determinação dos limiares de percepção dolorosa trigeminal em voluntários saudáveis. **Arq. Neuro-Psiquiatria**. V. 59, n.1. São Paulo, Mar. 2001, p.1-9. Disponível em :<http://www.scielo.br> Acesso em: 03 abril 2002.

RADIN, E. L. et al. Role of mechanics factors in pathogenesis of primary osteoarthritis. **The Lancet**. p. 519 – 521, 1972.

RAJALINGHAM, C.; RAKHEJA, S. Analysis of impact force variation during collision of two bodies using a single-degree-of-freedom system model. **Journal of Sound and Vibration**. v. 229, n. 4, p. 823-835, 2000.

RAO, B. K N.; ASHLEY, C. Subjective effects of vibration. In: **Infrasound and low frequency vibration**. Edited by TEMPEST, W. London: Academic Press, cap. 8. 1976. p.188-234.

RAMALHO Jr., F. et al. Os fundamentos da física. 6. ed. São Paulo:Moderna, 1993. 480 p.

RAMAZZINI, B. **As doenças dos trabalhadores**. São Paulo: FUNDACENTRO, 1999. 272 p.

RICHERSON, S. J. et al. Acceleration threshold detection during short anterior and posterior perturbations on a translating platform. **Gait and Posture**, 2003. p. 1-9. Disponível em www.elsevier.com/locate/gaitpost. Acesso em: 10/04/2003.

RICHIE, D. H.; KELSO, S. F., BELLUCCI, P. A. Aerobic dance injuries: a retrospective study of instructors and participants. **Physician and Sports Medicine**. v. 13, n. 2, p. 130-140, 1985.

RIEHLE, H. **Introdução na biomecânica do esporte**. Apostila. 1976, 165 p.

ROBERT, L. **O judô**. 7. ed. Lisboa: Editorial Notícias, [198?]. 509 p.

ROCHA, A. Algumas considerações sobre as quedas no judô: contributos para sua análise. **Revista Ludens**, Lisboa, v. 8, n. 3, p. 13-19, abr./jun.1984.

ROESLER, H. **Desenvolvimento de plataforma de força multidirecional para uso em biomecânica**. Porto Alegre: UFRGS, 1997. 193 p. Tese de Doutorado (Pós-Graduação em Engenharia Mecânica) – Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

ROESLER, H. **Material didático da disciplina Instrumentação em Biomecânica**. Junho de 2000. 24 f. Fotocopiado.

ROQUETTE, J. Sistematização e análise das técnicas de controle das quedas no judô (“ukemis”). **Revista Ludens**, Lisboa, v. 14, n. 2, p. 45-53, abr./jun.1994.

ROSE, L.; ERICSON, M.; ÖRTENGREN, R. Endurance time, pain and resumption in passive loading of the elbow joint. **Ergonomics**, v. 43, n. 3, p. 405-420, 2000.

SAD32 VERSÃO 2.5, Sistema de aquisição de dados – Manual do usuário. **Caderno Didático de Engenharia Mecânica**. Porto Alegre: DEMEC, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 1997.

SCHNEIDER, K.; ZERNICKE, R. F. Jerk-cost modulations during the practice of rapid arm movements. **Biological Cybernetics**. N. 60, p. 221-230, 1989.

SANTOS, I. N. S. dos. **Análise dinâmica do salto para o bloqueio no voleibol**. Florianópolis: UDESC, 2001. 83 p. Dissertação (Mestrado em Ciência do Movimento Humano - Biomecânica) - Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis.

SANTOS, N.; FIALHO, F. **Manual de análise ergonômica do trabalho**. 2. ed. Curitiba: GÊNESIS Editora, 1997. 316 p.

SANTOS, S. G. dos. **Judô**. Material didático – Universidade Estadual de Maringá – Curso de Educação Física. Apostila, 1989. 108 p.

SANTOS, S. G. dos; DUARTE, M. F. S.; MELO, S. I. L. Percepção de conforto corporal em judocas frente aos impactos (“ukemis”) no judô. In: SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE CIÊNCIAS DO ESPORTE, 23., 2000. São Paulo. **Anais ...** São Paulo: CELAFISCS, 2000. p. 164.

SANTOS, S. G. dos; MELO, S. I.L.(a) Estudo da preferência do tipo de “tatami” para diferentes situações de prática no judô. In: REUNIÃO ANUAL DA SBPC, 53., 2001. Salvador. **Anais ...** Salvador: UFB/UEFS, 2001. (CD)

SANTOS, S. G. dos; MELO, S. I.L. (b) Biomecânica aplicada ao judô. In: **Judô: desempenho competitivo**. São Paulo: Manole, p. 97 – 125, 2001.

SANTOS, S. G. dos; SHIGUNOV, V. Percepção do atleta sobre as causas de suas lesões. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE EDUCAÇÃO FÍSICA, 16., 2001. Foz do Iguaçu. **Anais ...** Foz do Iguaçu: FIEP, 2001. p. 273.

SANTOS, S. G. dos; MELO, S. I. L. Biomecânica aplicada ao judô. In: **Judô desempenho competitivo**. São Paulo: Manole, 2001. cap. 3. p. 97-125.

SANTOS, S. G. dos; DUARTE, M. F. S.; MELO, S. I. L. Dor percebida pelo judoca na execução dos “ukemis”. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ATIVIDADE FÍSICA & SAÚDE, 3., 2001. Florianópolis. **Anais ...** Florianópolis: UFSC, 2001. 220 p. p. 135.

SERRA, C. **A kinetic analysis of the one-arm shoulder throw by judo players of varying skill levels**. Slippery: SRU., 1993. 38 p. Dissertation (Máster of Science) – Departament of Physical Education, Slippery Rock University, Slippery.

SELLTIZ et al. **Métodos de pesquisa nas relações sociais**. Traduzido por Dante Moreira Leite. São Paulo: EPU. 1975. 687 p.

SHINOHARA, M. **Manual do judô** – Vila Sônia. Mimiografado, 37 p. 1980.

SIDTHILAW, S. **Kinetic and kinematic analysis of Thai boxing roundhouse kicks**. Ph. D. University of Oregon, 1997. Abstract. Disponível em: <http://www.cev.org/biblioteca/index.html> Acesso em: 9 julho 2000.

STACOFF, A., et al. Running injuries and shoe construction: some possible relationships. **International Journal Sport Biomechanics**, v. 4, p. 342-357, 1988.

STACOFF, A.; KAEIN, X.; STUESSI, E. Impact in landing after a volleyball block. **Biomechanics**. v. 11b, p. 694-700, 1988.

SULLIVAN, M. D. Finding pain between minds and bodies. **Clinical Journal Pain**.v.17, n.2, 2001, p. 146-156. PubMed Abstract MEDLINE. Disponível em: http://www....query.fcgr/cmd=Retrieve&db=PubMed&list_uids=11444/16&dopt=Abstract. Acesso em: 05 setembro 2001.

THOMSON, W. T. **Teoria da vibração**: com aplicações. Tradução Cássio Sigaud. Rio de Janeiro: Interciência, 1978. 461 p.

TONONI, G.; EDELMAN, G. M. Consciousness and complexity. **Science**, n.282, p. 1846-1851, 1998.

VALIANT, G. A.; CAVANAGH, P. R. A study of landing from a jump: implications for the design of a basketball shoe. **Biomechanics**. v.9b, p. 117-122, 1985.

VEIGA, M. **Testes para tatamis**. Mensagen disponível em: <http://200.24.131/cgi-bin/webmail.exe> . Data de acesso:04/07/2002

VERGARA, M.; PAGE, A. Relationship between comfort and back posture and mobility in sitting-posture. **Applied Ergonomics**. v. 33, n. 1, p. 1-8, jan. 2002.

VIOLLAZ, F. J. **Estudo mecânico da raquete de paddle**. Santa Maria: UFSM., 1998. 188p. Dissertação (Mestrado em Ciência do Movimento Humano). Centro de Desportos, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria.

VIRGILIO, S. **A arte do judô**. Campinas: Papirus, 1986. 162 p.

WELLS, A. M.; GIAMPAOLI, E.; ZIDAN, L. M. **Riscos físicos** . São Paulo: FUNDACENTRO, 1983. 112 p.

WILSON, J. F.; DAVIS, J. S. Tennis racket shock mitigation experiments. **Journal of Biomechanical Engineering**. v. 117, p. 479-484. Nov. 1995.

WISNER, A. **Por dentro do trabalho – ergonomia**: método & técnica. São Paulo: FTD: Oboré, 1987.

WISNER, A. **A inteligência no trabalho**: textos selecionados de ergonomia. Traduzido por Roberto Leão Ferreira. São Paulo: FUNDACENTRO, 1994. 191 p.

WOS, H.; LINDBERG, J.; JAKUS, R. Evolution of impact loading in overhead work using a bolt pistol support. **Ergonomics**, v. 35, n. 9, p. 1069-1079, 1992.

YOUNG, R. P.; MARTENIUK, R. G. Acquisition of a multi-articular kicking task: Jerk analysis demonstrates movements do not become smoother with learning. **Human Movement Science**, n. 16, p. 677-701, 1997.

ZHANG, S. **Selected aspects of biomechanical and neuromuscular responses to landing performance**. Ph. D. University of Oregon, 1996. Abstract. Disponível em: <<http://www.cev.org/biblioteca/index.html>> Acesso em: 9 julho 2000.

APÊNDICE A

CONSENTIMENTO

Concordo em participar da testagem de “tatamis”, para que a Profa. Saray Giovana dos Santos tenha subsídios para desenvolver sua Tese “Estudos de características mecânicas dos tatamis relacionadas aos ukemis no judô”, estando ciente dos procedimentos, objetivos e relevância do referido estudo.

Florianópolis, ____/____/____

Sexo: **Masculino** () **Feminino** () Idade (anos): _____ Peso (Kg): _____

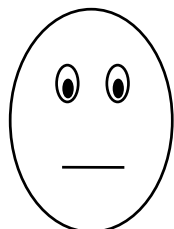
Graduação Judô (faixa): _____ Tempo de prática (anos): _____

Tipo de “tatami” que treina: _____

Gosta de cair? Sim () Não () Lesão em queda? Sim () Não () Local: _____

ESCALA DE PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE DESCONFORTO - EPSD

T 1



confortável

1,0



desconfortável

2,0



muito
desconfortável

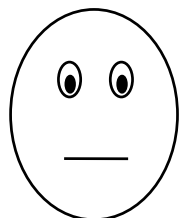
3,0



extremamente
desconfortável

4,0

T 2



confortável

1,0



desconfortável

2,0



muito
desconfortável

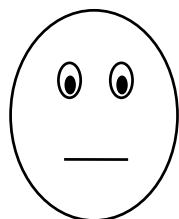
3,0



extremamente
desconfortável

4,0

T 3



confortável

1,0



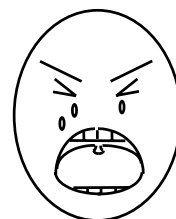
desconfortável

2,0



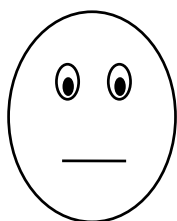
muito
desconfortável

3,0



extremamente
desconfortável

4,0

T 4

1,0 confortável



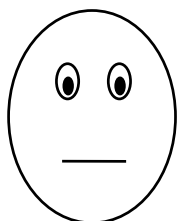
2,0 desconfortável



3,0 muito desconfortável



4,0 extremamente desconfortável

T 5

1,0 confortável



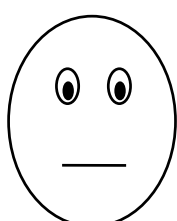
2,0 desconfortável



3,0 muito desconfortável



4,0 extremamente desconfortável

T 6

1,0 confortável



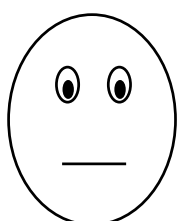
2,0 desconfortável



3,0 muito desconfortável



4,0 extremamente desconfortável

T 7

1,0 confortável



2,0 desconfortável



3,0 muito desconfortável



4,0 extremamente desconfortável

APÊNDICE B

ESTUDO PILOTO

1.0 Introdução

Tendo em vista a falta de referencial teórico para embasar a metodologia a ser adotada para o projeto de pesquisa “Estudo da característica mecânica dos “tatamis””, realizou-se um estudo piloto com o objetivo de calibrar os instrumentos para viabilizar cientificamente a aquisição dos dados para o que se pretende nos diferentes sistemas.

Assim, calibração e adequações dos sistemas: *Peak Motus* (DLT e plataforma de força) e a máquina de queda livre foram realizadas no Laboratório de Biomecânica do CEFID/UDESC, contando com a colaboração de: um Engenheiro Elétrico, atuando na aquisição dos sinais dos acelerômetros; um Engenheiro Mecânico, atuando no ajuste dos amplificadores dos sinais do acelerômetro e salvaguardando os cabos do acelerômetro que estavam fixados ao atleta; um professor de Educação Física, com mestrado na área da Biomecânica, atuando junto ao Sistema *Peak Motus*, para a aquisição dos dados cinemáticos e cinéticos (plataforma de força). A calibração do acelerômetro propriamente foi realizada no Laboratório de Vibrações do Departamento de Engenharia Mecânica da UFSC.

2.0 Calibrações dos Instrumentos

2.1 Sistema *Peak Motus*

A calibração do espaço para a utilização sistema *Peak Motus* foi realizada utilizando-se o calibrador padrão produzido pela *Peak Performance Inc.*, que consiste em uma estrutura com oito hastes e 25 pontos de controle (Figura 1). Suas dimensões são de 2,2 m nas direções X e Y e 3,5 m na direção Z, foram posicionadas entre as duas plataformas de força. Com este procedimento definiu-se o espaço para a coleta.

Para a determinação da frequência de aquisição do sinal, a partir de várias projeções e quedas executadas pelos judocas, fez-se uma análise de uma imagem e constatou-se que não seria necessário mais que 60 quadros. O número de coeficientes do método DLT utilizados foram 11, em função das câmeras serem de excelente qualidade e terem distorções mínimas. Os erros relativos ao espaço-objeto foram mantidos segundo critérios do fabricante, não superiores a 1%. Os valores referentes à calibração para o estudo estão contidos no Quadro 1.

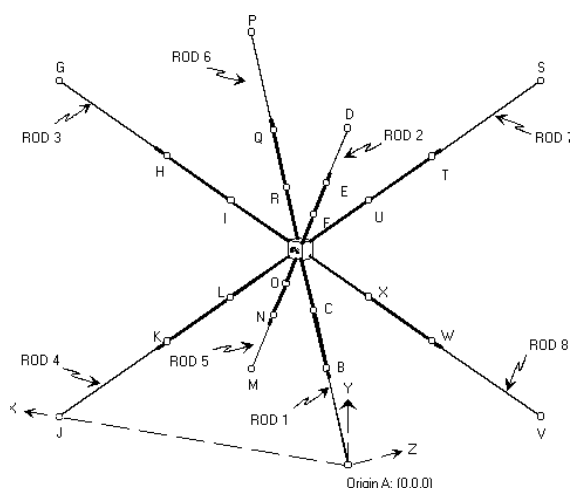


Figura 1 – Calibrador padrão da *Peak Performance Inc*
 Fonte: Manual do *Peak Performance* (2000)

	eixo X	eixo Y	eixo Z	Posição
Quadrado médio	0,0044	0,0031	0,0090	0,0105
% objeto-espaco	0,1983	0,1623	0,5526	0,3150

Quadro 1 – Valores referentes aos erros na calibração do sistema Peak Motus

As respectivas definições ocorreram em função do espaço ocupado e da velocidade da projeção da técnica “Ippon-Soi-Nage”.

2.2 Plataforma de Força

De acordo com a literatura, a calibração da plataforma de força a ser usada neste estudo (OR6-5 AMTI) é determinada pela sensibilidade de cada um dos seis canais em relação a todas as componentes da carga aplicada. As cargas são aplicadas em diferentes pontos da plataforma, nas direções dos três eixos de coordenadas, enquanto as seis tensões de saída são coletadas. A localização da origem real do eixo de coordenadas é calculada e considerada durante a calibração e seus resultados são relativos ao sistema de coordenadas da superfície da plataforma (Moraes, 2000). Assim, regularam-se os canais de cada coordenada, mediante a pesagem de massas conhecidas (30, 40 e 50 Kg), verificou-se a consistência na aquisição dos dados determinada pela repetitividade do sistema.

Para a determinação da frequência e da velocidade de aquisição dos dados, utilizou-se o processo de experimentação, onde foram executadas várias projeções e quedas, e analisadas as características das curvas, quanto a amplitude e saturação do sinal, até chegar-se a frequência de 2040 Hz e velocidade de 0,4 s.

Com o intuito de se verificar o comportamento dos sinais, obtiveram-se 10 aquisições em cada segmento corporal projetado na plataforma, em um dos “tatamis” a serem testados, obtendo-se os resultados, na componente vertical (z) conforme Quadro 2.

Observando os desvios padrões bem como os coeficientes de variação e considerando que o ambiente laboratorial, no qual os judocas estavam sem o “kimono”, que o “uke” estava com o acelerômetro e cabos fixados no corpo e ainda que, a projeção deveria se efetuada de forma que o segmento corporal (que estava com o acelerômetro fixado) sofresse o impacto sobre a referência marcada sobre o “tatami”, houve uma boa homogeneidade nos dados, ou seja, as projeções tiveram boa repetitividade.

Nº	PUNHO (Newtons)	TORNOZELO (Newtons)	QUADRIL (Newtons)
00	921,30	1.188,26	4.409,33
01	1.006,36	4.001,38	4.295,94
02	1.053,82	4.105,22	4.621,03
03	1.092,46	2.769,49	4.719,91
04	1.202,85	3.037,41	4.078,36
05	1.153,70	2.972,47	4.928,92
06	1.121,66	4.051,09	3.312,47
07	1.422,19	2.834,18	3.319,44
08	1.200,85	3.078,66	2.894,00
09	1.344,56	3.470,61	3.362,79
- x	1.051,98	3.220,88	3.994,22
Sd	341,21	662,39	677,71
CV	32,44	20,57	16,97

Quadro 2 – Picos de força máxima na componente vertical (z) de dez amortecimento de queda em cada um dos segmentos corporais.

2.3 Acelerômetro

Os acelerômetros da Brüel & Kjaer são calibrados na fábrica e acompanhados pelo relatório completo de calibração, e quando bem guardados e utilizados suas características permanecem imutáveis durante um longo período de tempo. No entanto, em função da idade do acelerômetro (18/01/1980) cedido pelo EMC/CTC/UFSC e por não se ter conhecimento da forma como este tinha sido manuseado até então, e ainda, seguindo as recomendações do fabricante quanto as verificações periódicas de sua sensibilidade, é que efetuou-se o teste do acelerômetro triaxial Tipo 4321.

A verificação dos valores de calibração do mesmo, foi realizada no Laboratório de Vibrações do EMC/UFSC, utilizando-se: um pré-amplificador Tipo 2635 da Brüel & Kjaer, estando no ganho de 10mV/ms^{-2} ; um calibrador do tipo 4294 da Brüel & Kjaer e um osciloscópio IWATSU-SS-5702. Testados os três eixos (x, y e z), os valores originais de calibração foram confirmados.

Para maior segurança com relação a validade dos dados a serem coletados e comprovar que o local em que será fixado o acelerômetro não irá interferir no sinal adquirido, fez-se o teste de vibração livre de ressonância nos três eixos, fixando o acelerômetro nos locais determinados para a coleta de dados (punho, quadril e tornozelo) e utilizando um analisador de sinal dinâmico (Hewlett Packard); um pré amplificador Tipo 2635 da Brüel & Kjaer e um martelo de análise modal.

O teste consistiu em excitar o acelerômetro com o martelo, nos três segmentos corporais e nos três componentes, para ver se estas frequências não estão sendo excitadas no sinal da técnica (“ukemi”) propriamente. O teste mostrou que o sistema (acelerômetro e segmento corporal localizado) não caracterizou frequência natural dominante, ou seja, não oscilou. Conseqüentemente esse sistema assim modelado não mascarou o experimento propriamente dito.

Para se ter uma relação sinal ruído adequada, acoplou-se ao sistema de aquisição para o programa SAD 2, um divisor resistivo de 1/2 e, após projeções e quedas nos diferentes “tatamis” com o acelerômetro fixado em diferentes segmentos corporais (punho, quadril e tornozelo), definiu-se os fatores de correção do acelerômetro, via pré-amplificadores, como mostra o Quadro 3.

Seg. Corporal	Tipo de “tatami”	x (mV)	y(mV)	Z(mV)
Punho	“A”, “B”, “C” e “E”	1,0	1,0	3,16
	“D”, “F” e “G”	1,0	10	1
Tornozelo	Todos	10	10	1
Quadril	“B”, “C” e “E”	10	100	10
	“A”, “F”, “G” e “D”	10	10	10

Quadro 3 – Fatores de correção dos acelerômetros

Tais definições foram necessárias para que se evitasse saturação dos sinais, devido a diferentes tipos de materiais a serem testados e a colocação do acelerômetro em diferentes segmentos corporais.

Para se verificar a repetitividade da técnica e conseqüentes medidas de aceleração, realizaram-se dez medidas com o acelerômetro fixado em cada segmento corporal, em um tipo de “tatami”. Os dados, corrigidos e transformados (fatores de correção e aceleração da gravidade - g), encontram-se nos Quadros 4, 5 e 6.

Frente aos dados e respectivos coeficientes de variação contidos nos Quadros 5 a 7, bem como aos diferentes tipos de materiais e preservando o judoca que estava sendo projetado, pode-se afirmar que dez projeções, avaliando cada segmento corporal, são suficientes para os dados serem analisados.

x	g	y	G	z	g
648,5	132,21	320,55	65,35	3729,5	240,62
1000,5	203,98	454,35	92,63	3889,5	250,94
815,5	166,26	181,2	36,94	3925	253,23
893,5	182,16	356,65	72,71	3454	222,84
690	140,67	360,7	73,54	2764,5	178,36
1061,5	216,41	297,55	60,66	3193	206,00
998,5	203,58	295,4	60,22	3315	213,87
1249,5	254,74	265,05	54,04	3384,5	218,36
1203	245,26	771	157,19	2467,5	159,20
1005,5	204,99	332,05	67,70	3818,5	246,36
x	195,03		74,10		218,98
Sd	40,40		32,53		31,35
CV	20,72		43,9		14,32

Quadro 4 – Medidas de aceleração (x, y e z) no punho, expressos em de g.

x	g	y	g	z	g
621,6	12,67	2685	6,20	336,3	6,86
504,1	10,28	2260	5,03	303,9	6,20
546,9	11,15	3042	5,39	405,5	8,27
596,1	12,15	2467	5,77	375,6	7,66
424,7	8,66	2642	4,37	291,5	5,94
611,9	12,48	2832	7,60	294	5,99
634	12,93	2144	4,81	203,2	4,14
403,7	8,23	3728	7,83	317,3	6,47
432,4	8,82	2358	4,81	293,2	5,98
702,9	14,33	3843	7,83	390,1	7,95
x	11,18		5,96		6,56
SD	2,10		1,34		1,13
CV	18,78		22,48		17,15

Quadro 5– Medidas de aceleração (x, y e z) no quadril, expressos em g

x	g	y	g	z	g
3004	61,24	1854	37,80	1258	256,47
3075	62,69	2721	55,47	1448	295,21
5795	118,14	2656	54,14	1399	285,22
5821	118,67	3336	68,01	1272	259,33
5322	108,50	4322	88,11	1962	400
5208	106,18	4848	98,84	1922	391,85
5988	122,08	4334	88,36	1472	300,10
5029	102,53	3036	61,89	1990	405,71
5546	113,07	3142	64,06	1454	296,43
3623	73,86	3752	76,49	1760	358,82
\bar{x}	98,70		69,32		324,91
SD	23,60		18,67		58,37
CV	23,91		26,93		17,96

Quadro 6– Medidas de aceleração (x, y e z) no tornozelo, expressos em g

2.4 Pêndulo Basístico Instrumentado

Tendo em vista que o acelerômetro uniaxial do Tipo 4366 da Brüel & Kjaer, utilizado para as medições, fixado no pêndulo balístico já é calibrado, baseou-se em uma comparação do sinal do acelerômetro (cristal piezoelétrico) com o sinal de um dinamômetro (célula strain-gauge), conforme mostra a Figura 2, onde se obteve a confiabilidade para a aquisição dos sinais tanto do tempo de voo (cálculo do CR) como do tempo de impacto.

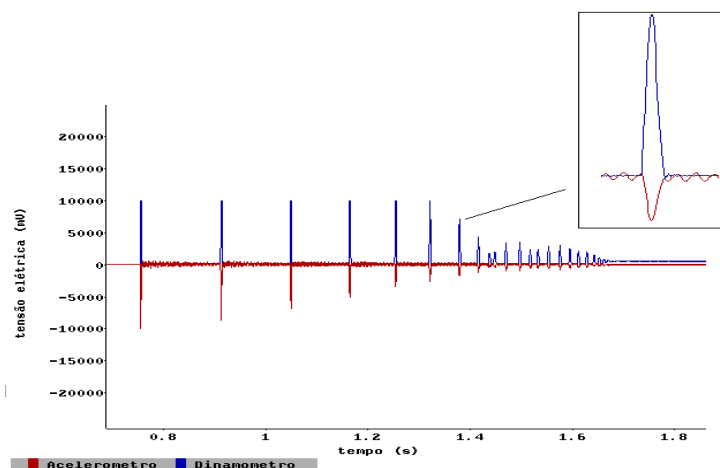


Figura 2 – Sinais obtidos no pêndulo balístico, com um acelerômetro e um dinamômetro.

A determinação da altura de soltura (25 cm) foi feita mediante o cálculo do coeficiente de linearidade utilizando-se a equação de regressão linear simples, a partir dos valores de impactos (mV) de 4609, 5913; 6978, 8247 e 9204 medidos nas respectivas alturas de 10, 15, 20, 25 e 30 cm utilizadas na soltura do pêndulo, cujos resultados, são apresentados na Figura 3.

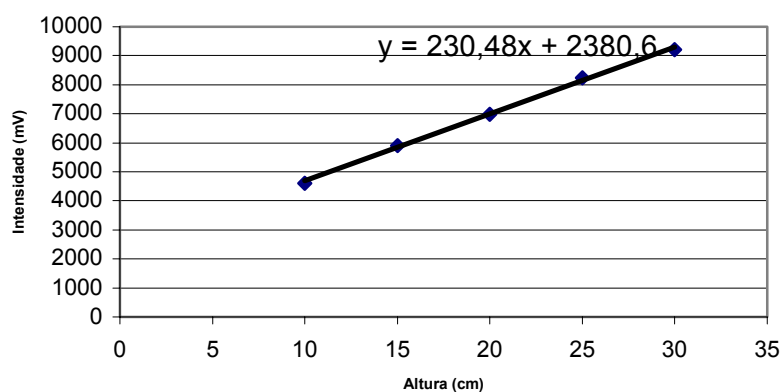


Figura 3 - Representação gráfica do coeficiente de linearidade das medidas obtidas no pêndulo balístico instrumentado.

3.0 Preparação dos sujeitos e do local

Quanto a preparação dos sujeitos, para as medidas cinemáticas, os judocas foram demarcados com material reflexivo nos seguintes pontos: articulação têmporo-mandibular direita e esquerda e os outros pontos seguiu-se os critérios de projeção do eixo frontal da articulação sobre a pele, de Kalfhues e Groh apud Riehle (1976), sendo estes: 4,9 cm do canto superior distal do acrômio direito e esquerdo, 1,1 cm da fenda lateral proximal da articulação do cotovelo direito e esquerdo; 1,1 cm da ponta distal do processo estilóide radial direito e esquerdo; 0,3 cm da ponta distal do trocânter direito e esquerdo; 2,6 cm da fenda proximal da articulação do joelho direito e esquerdo; 1,3 cm da ponta distal do maléolo medial.

Para a forma e região de fixação do acelerômetro em cada segmento corporal do judoca, tomou-se como base o estudo de Reynolds apud Neopomuceno (1981), que fixaram o acelerômetro diretamente sobre a pele em região onde há pouca gordura e musculatura, usando fita adesiva, buscando-se assim, transmitir o máximo possível da vibração que chega a cada ponto para o sensor. Deste modo, fixou-se o acelerômetro, com relação ao punho, sobre a articulação radioulnar distal esquerda; no quadril, na porção superior da crista ilíaca direita e na perna, dois centímetros acima do maléolo medial interno esquerdo.

Quanto a preparação do local, para a coleta de dados na plataforma de força, sobre ela eram colocados (um a um), os diferentes “tatamis” e sobre cada um deles, era demarcado o local que o atleta deveria ter o segmento corporal projetado. Quando a aquisição envolvia a cinemática, o “tatami” a ser testado era coberto por um tecido fino e preto, sobre o qual era demarcado o local de queda. Este procedimento tinha o objetivo de não haver interferência devido a cor clara dos “tatamis”.

4.0 Considerações finais

Mediante a realização do estudo piloto e levando em consideração que: os atletas estavam em ambiente laboratorial, fora da realidade de treino; sem a vestimenta própria (kimono); o “uke” estava com o acelerômetro e os três cabos, fixados no corpo; e, em situação diferente a de um treino, o “uke” era projetado sobre diferentes tipos de “tatamis”, pode-se afirmar que todas as considerações obtidas neste estudo piloto, mostradas na seqüência, serão criteriosamente seguidas durante a coleta de dados propriamente dita, salvo a interferência de variáveis intervenientes.

- 1) Que além de um aquecimento e alongamento prévio dos judocas, que sejam realizadas pelo menos cinco projeções e quedas após a fixação do acelerômetro e cabo no segmento corporal respectivo;

- 2) Que sejam realizadas 10 projeções para cada segmento avaliado em cada tipo de “tatami”, perfazendo um total de 210 quedas, em função da homogeneidade das projeções e salvaguardar o judoca;
- 3) Que a cinemática seja realizada de uma projeção e queda da técnica em velocidade mais próxima do real (sem acelerômetro), depois três filmagens para cada segmento a ser avaliado. Não há necessidade de serem filmadas todas as execuções em função da pouca variabilidade nas técnicas e porque os diferentes tipos de “tatamis” não interferiram no padrão de projeção da técnica;
- 4) Que seja dado um intervalo de pelo menos uma semana entre uma coleta de dados e outra em função da fadiga do “uke” resultante das quedas em diferentes tipos de “tatamis” e, que cada dia de coleta não ultrapasse a 40 quedas, ou seja, 4 “tatamis” testados;
- 5) Que a frequência e tempo de aquisição sejam: para a plataforma de força 2040 Hz e 0,4 s; acelerômetro 5000 Hz e 0,4 s; cinemetria 60 Hz e 1 s.

APÊNDICE C

Tabela 3a – Resultados do teste de *Tukey* para os valores de coeficiente de restituição dos diferentes “tatamis” .

Tatamis Médias(g)	A 0,67	B 0,55	C 0,53	D 0,56	E 0,57	F 0,65	G 0,66
A 0,67		*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131	0,604754	0,253497
B 0,55	*0,000131		*0,047821	0,623001	0,448520	*0,000131	*0,000131
C 0,53	*0,000131	*0,047821		*0,001555	*0,00354	*0,000131	*0,000131
D 0,56	*0,000131	0,866635	*0,001555		0,999510	*0,000131	*0,000131
E 0,57	*0,000131	0,623001	*0,00354	0,999510		*0,000131	*0,000131
F 0,65	0,604754	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131		0,996840
G 0,66	0,253497	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131	0,996840	

* significativo

APÊNDICE D

Tabela 5a – Resultado do teste de *Tukey* para os valores de impacto entre diferentes “tatamis” obtidos no pêndulo balístico instrumentado.

Tatamis Médias(g)	A 25,11	B 26,09	C 36,54	D 31,25	E 32,95	F 24,26	G 27,71
A 25,11		0,095967	*0,000131	*0,000131	*0,000131	0,215969	*0,00131
B 26,09	0,095967		*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000771	*0,000552
C 36,54	*0,000131	*0,000131		*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131
D 31,25	*0,000131	*0,000131	*0,000131		*0,000304	*0,000131	*0,000131
E 32,95	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000304		*0,000131	*0,000131
F 24,26	0,215969	*0,000771	*0,000131	*0,000131	*0,000131		*0,000131
G 27,71	*0,00131	*0,000552	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131	

* significativo

APÊNDICE E

Tabela 9a – Resultado do teste de *Tukey* para os valores de impactos (PC) do segmento corporal MÃO nos diferentes tipos de “tatamis”.

Tatamis Médias(g)	A 2,18	B 1,75	C 2,26	D 1,68	E 1,30	F 2,10	G 1,80
A 2,18		*0,009784	0,995090	*0,001504	*0,000131	0,994478	*0,031862
B 1,75	*0,009784		*0,001345	0,996435	*0,005951	0,059939	0,999614
C 2,26	0,995090	*0,001345		*0,000275	*0,000131	0,849491	*0,004875
D 1,68	*0,001504	0,996435	*0,000275		*0,034399	*0,011350	0,947309
E 1,30	*0,000131	*0,005951	*0,000131	*0,034399		*0,000131	*0,001642
F 2,10	0,994478	0,059939	0,849491	*0,011350	*0,000131		0,156237
G 1,80	*0,031862	0,999614	*0,004875	0,947309	*0,001642	0,156237	

* significativo

Tabela 9b – Resultado do teste de *Tukey* para os valores de impactos (PC) do segmento corporal PÉ nos diferentes tipos de “tatamis”.

Tatamis Médias(g)	A 4,30	B 5,30	C 3,72	D 3,66	E 3,29	F 2,46	G 2,60
A 4,30		0,558411	0,941205	0,989680	0,537085	*0,24347	*0,47656
B 5,30	0,558411		0,85547	0,507907	*0,010742	*0,000209	*0,000309
C 3,72	0,941205	0,85547		1,000000	0,985985	0,269327	0,407272
D 3,66	0,989680	0,507907	1,000000		0,999589	0,815709	0,888022
E 3,29	0,537085	*0,010742	0,985985	0,999589		0,741457	0,871157
F 2,46	*0,24347	*0,000209	0,269327	0,815709	0,741457		0,999978
G 2,60	*0,47656	*0,000309	0,407272	0,888022	0,871157	0,999978	

* significativo

APÊNDICE F

Tabela 13a – Resultado do teste de *Tukey* para os valores de impactos (g) no segmento corporal PUNHO no eixo **x**.

Tatamis Médias(g)	A 170,35	B 202,00	C 218,27	D 130,39	E 155,29	F 150,16	G 156,30
A 170,35		0,293318	*0,020300	0,087561	0,936703	0,786793	0,954095
B 202,00	0,293318		0,910656	*0,000211	*0,025736	*0,009051	*0,031234
C 218,27	*0,020300	0,910656		*0,000131	*0,000817	*0,000319	*0,001004
D 130,39	0,087561	*0,000211	*0,000131		0,581376	0,802481	0,534990
E 155,29	0,936703	*0,025736	*0,000817	0,581376		0,999823	1,000000
F 150,16	0,786793	*0,009051	*0,000319	0,802481	0,999823		0,999505
G 156,30	0,954095	*0,031234	*0,001004	0,534990	1,000000	0,999505	

* significativo

Tabela 13b – Resultado do teste de *Tukey* para os valores de impactos (g) no segmento corporal PUNHO no eixo **y**.

Tatamis Médias(g)	A 63,00	B 67,97	C 61,48	D 39,53	E 58,73	F 39,99	G 64,91
A 63,00		0,977405	0,999973	*0,002644	0,989566	*0,003411	0,999899
B 67,97	0,977405		0,919420	*0,000259	0,684752	*0,000301	0,998366
C 61,48	0,999973	0,919420		*0,005981	0,999113	*0,007645	0,996891
D 39,53	*0,002644	*0,000259	*0,005981		*0,024203	1,000000	*0,000965
E 58,73	0,989566	0,684752	0,999113	*0,024203		*0,030207	0,935155
F 39,99	*0,003411	*0,000301	*0,007645	1,000000	*0,030207		*0,001228
G 64,91	0,999899	0,998366	0,996891	*0,000965	0,935155	*0,001228	

* significativo

Tabela 13c – Resultado do teste de *Tukey* para os valores de impactos (g) no segmento corporal PUNHO no eixo z.

Tatamis Médias(g)	A 221,69	B 230,87	C 300,94	D 270,74	E 301,11	F 231,51	G 267,05
A 221,69		0,974875	*0,000131	*0,000420	*0,000131	0,964886	*0,001135
B 230,87	0,974875		*0,000131	*0,005743	*0,000131	1,000000	*0,016446
C 300,94	*0,000131	*0,000131		0,075149	1,000000	*0,000131	*0,030297
D 270,74	*0,000420	*0,005743	0,075149		0,072323	*0,006930	0,999849
E 301,11	*0,000131	*0,000131	1,000000	0,072323		*0,000131	0,029024
F 231,51	0,964886	1,000000	*0,000131	*0,006930	*0,000131		*0,019588
G 267,05	*0,001135	*0,016446	*0,030297	0,999849	*0,029024	*0,019588	

* significativo

Tabela 14a – Resultado do teste de *Tukey* para os valores de impacto (g) do segmento corporal QUADRIL no eixos x.

Tatamis Médias(g)	A 13,41	B 11,19	C 14,17	D 15,26	E 17,17	F 18,30	G 18,79
A 13,41		0,198753	0,979476	0,399036	*0,001985	*0,000148	*0,000133
B 11,19	0,198753		*0,026513	*0,000717	*0,000131	*0,000131	*0,000131
C 14,17	0,979476	*0,026513		0,891260	*0,024945	*0,000596	*0,000200
D 15,26	0,399036	*0,000717	0,891260		0,362366	*0,022041	*0,004354
E 17,17	*0,001985	*0,000131	*0,024945	0,362366		0,873433	0,558738
F 18,30	*0,000148	*0,000131	*0,000596	*0,022041	0,873433		0,998026
G 18,79	*0,000133	*0,000131	*0,000200	*0,004354	0,558738	0,998026	

* significativo

Tabela 14b – Resultado do teste de *Tukey* para os valores de impacto (g) do segmento corporal QUADRIL no eixo y.

Tatamis Médias(g)	A 12,89	B 5,96	C 6,64	D 9,03	E 8,81	F 8,83	G 10,32
A 12,89		*0,000131	*0,000132	*0,007417	*0,003923	*0,004179	0,187501
B 5,96	*0,000131		0,994764	0,063537	0,104344	0,099553	*0,001677
C 6,64	*0,000132	0,994764		0,259955	0,369380	0,357662	*0,012384
D 9,03	*0,007417	0,063537	0,259955		0,999993	0,999996	0,870968
E 8,81	*0,003923	0,104344	0,369380	0,999993		1,000000	0,767513
F 8,83	*0,004179	0,099553	0,357662	0,999996	1,000000		0,778966
G 10,32	0,187501	*0,001677	*0,012384	0,870968	0,767513	0,778966	

* significativo

Tabela 14c – Resultado do teste de *Tukey* para os valores de impacto (g) do segmento corporal QUADRIL no eixo z.

Tatamis Médias(g)	A 12,88	B 6,65	C 9,50	D 17,63	E 8,00	F 13,84	G 16,06
A 12,88		*0,000131	*0,000157	*0,000131	*0,000131	0,746102	*0,000238
B 6,65	*0,000131		*0,000809	*0,000131	0,358667	*0,000131	*0,000131
C 9,50	*0,000157	*0,000809		*0,000131	0,244547	*0,000131	*0,000131
D 17,63	*0,000131	*0,000131	*0,000131		*0,000131	*0,000133	0,198446
E 8,00	*0,000131	0,358667	0,244547	*0,000131		*0,000131	*0,000131
F 13,84	0,746102	*0,000131	*0,000131	*0,000133	*0,000131		0,015718
G 16,06	*0,000238	*0,000131	*0,000131	0,198446	*0,000131	0,015718	

* significativo

Tabela 15a – Resultado do teste de *Tukey* para os valores de impacto (g) do segmento corporal TORNOZELO no eixo x.

Tatamis Médias(g)	A	B	C	D	E	F	G
	108,99	111,04	56,77	101,15	118,87	111,30	114,90
A 108,99		0,996505	*0,000131	0,655635	0,384041	0,999035	0,877067
B 111,04	0,999531		*0,000131	0,382103	0,657743	1,000000	0,983367
C 56,77	*0,000131	*0,000131		*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131
D 101,15	0,655635	0,382103	*0,000131		*0,007692	0,350573	0,075819
E 118,87	0,384041	0,657743	*0,000131	*0,007692		0,692345	0,980735
F 111,30	0,999035	1,000000	*0,000131	0,350573	0,692345		0,988456
G 114,90	0,877067	0,983367	*0,000131	0,075819	0,980735	0,988456	

* *significativo*

Tabela 15b – Resultado do teste de *Tukey* para os valores de impacto (g) entre os diferentes tatamis, do segmento corporal TORNOZELO no eixo y.

Tatamis Médias(g)	A	B	C	D	E	F	G
	94,03	69,93	82,72	48,37	61,21	42,14	60,51
A 94,03		*0,000139	0,139306	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131
B 69,93	*0,000139		0,062492	*0,000231	0,414644	*0,000131	0,321578
C 82,72	0,139306	0,062492		*0,000131	*0,000235	*0,003131	*0,000192
D 48,37	*0,000131	*0,000231	*0,000131		0,060724	0,777884	0,089986
E 61,21	*0,000131	0,414644	*0,000235	0,060724		*0,000898	0,999998
F 42,14	*0,000131	*0,000131	*0,003131	0,777884	*0,000898		*0,001459
G 60,51	*0,000131	0,321578	*0,000192	0,089986	0,999998	*0,001459	

* *significativo*

Tabela 15c – Resultado do teste de *Tukey* para os valores de impacto (g) do segmento corporal TORNOZELO no eixo z.

Tatamis Médias(g)	A	B	C	D	E	F	G
	371,37	297,12	349,94	296,01	304,56	159,01	211,11
A 371,37		*0,000438	0,827192	*0,000371	*0,001702	*0,000131	*0,000131
B 297,12	*0,000438		*0,024101	1,000000	0,999201	*0,000131	*0,000148
C 349,94	0,827192	*0,024101		*0,019824	0,081121	*0,000131	*0,000131
D 296,01	*0,000371	1,000000	*0,019824		0,998217	*0,000131	*0,000133
E 304,56	*0,001702	0,999201	0,081121	0,998217		*0,000131	*0,000133
F 159,01	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131		*0,0027289
G 211,11	*0,000131	*0,000148	*0,000131	*0,000133	*0,000133	*0,0027289	

* significativo

APÊNDICE G

Tabela 16a – Resultado do teste *Tukey* para os valores de impacto (g) entre os eixos (x, y e z) nos diferentes tipos de “tatamis” no segmento corporal PUNHO.

TATAMI	X	Y	Z
Ax (170,35)		* 0,000127	* 0,000298
Ay (63,00)	* 0,000127		* 0,000127
Az (221,69)	* 0,000298	* 0,000127	
Bx (202,00)		* 0,000127	* 0,021072
By (67,97)	* 0,000127		* 0,000127
Bz (230,87)	* 0,021072	* 0,000127	
Cx (218,27)		* 0,000127	* 0,000127
Cy (61,48)	* 0,000127		* 0,000127
Cz (300,94)	* 0,000127	* 0,000127	
Dx (130,39)		* 0,000127	* 0,000127
Dy (39,52)	* 0,000127		* 0,000127
Dz (270,74)	* 0,000127	* 0,000127	
Ex (155,29)		* 0,000127	* 0,000127
Ey (58,73)	* 0,000127		* 0,000127
Ez (301,11)	* 0,000127	* 0,000127	
Fx (150,16)		* 0,000127	* 0,000127
Fy (39,91)	* 0,000127		* 0,000127
Fz (231,51)	* 0,000127	* 0,000127	
Gx (156,30)		* 0,000127	* 0,000127
Gy (64,91)	* 0,000127		* 0,000127
Gz (267,05)	* 0,000127	* 0,000127	

* significativo

Tabela 17a – Resultado do teste *Tukey* para os valores de impacto (g) entre os eixos (x, y e z) nos diferentes tipos de “tatamis” no segmento corporal QUADRIL.

TATAMI	X	Y	Z
Bx (11,19)		* 0,000127	* 0,000127
By (5,96)	* 0,000127		0,443714
Bz (6,65)	* 0,000127	0,443714	
Cx (14,17)		* 0,000127	* 0,000127
Cy (6,64)	* 0,000127		* 0,000184
Cz (9,50)	* 0,000127	* 0,000184	
Dx (15,26)		* 0,000127	* 0,039747
Dy (9,03)	* 0,000127		* 0,000127
Dz (17,63)	* 0,039747	* 0,000127	
Ex (17,17)		* 0,000127	* 0,000127
Ey (8,81)	* 0,000127		0,466126
Ez (8,00)	* 0,000127	0,466126	
Fx (18,30)		* 0,000127	* 0,000281
Fy (8,83)	* 0,000127		* 0,000154
Fz (13,84)	* 0,000281	* 0,000154	
Gx (18,79)		* 0,000127	* 0,041014
Gy (10,32)	* 0,000127		* 0,000150
Gz (16,06)	* 0,041014	* 0,000150	

* significativo

Tabela 18a – Resultado do teste *Tukey* para os valores de impacto (g) entre os eixos (x, y e z) nos diferentes tipos de “tatamis” no segmento corporal TORNOZELO.

TATAMI	x	Y	Z
Ax (108,99)		0,477452	* 0,000127
Ay (94,03)	0,477452		* 0,000127
Az (371,37)	* 0,000127	* 0,000127	
Bx (111,04)		* 0,000207	* 0,000127
By (69,93)	* 0,000207		* 0,000127
Bz (297,12)	* 0,000127	* 0,000127	
Cx (56,77)		* 0,011305	* 0,000127
Cy (82,72)	* 0,011305		* 0,000127
Cz (349,94)	* 0,000127	* 0,000127	
Dx (101,15)		* 0,001202	* 0,000127
Dy (48,37)	* 0,001202		* 0,000127
Dz (296,01)	* 0,000127	* 0,000127	
Ex (118,87)		* 0,000128	* 0,000127
Ey (61,21)	* 0,000128		* 0,000127
Ez (304,56)	* 0,000127	* 0,000127	
Fx (111,30)		* 0,000127	* 0,000128
Fy (42,14)	* 0,000127		* 0,000127
Fz (159,01)	* 0,000128	* 0,000127	
Gx (114,90)		* 0,000132	* 0,000127
Gy (60,51)	* 0,000132		* 0,000127
Gz (211,11)	* 0,000127	* 0,000127	

* significativo

APÊNDICE H

Tabela 19a – Resultado do teste *Tukey* para os valores de impacto (g) entre os segmentos corporais, eixo x nos diferentes tipos de “tatamis”,

TATAMI	Punho	Quadril	Tornozelo
A punho (170,35)		* 0,000127	* 0,000127
A quadril (13,41)	* 0,000127		* 0,000127
A tornozelo (108,99)	* 0,000127	* 0,000127	
Bp (202,00)		* 0,000127	* 0,000127
Bq (11,19)	* 0,000127		* 0,000127
Bt (111,04)	* 0,000127	* 0,000127	
Cp (218,27)		* 0,000127	* 0,000127
Cq (14,17)	* 0,000127		* 0,000127
Ct (56,77)	* 0,000127	* 0,000127	
Dp (130,39)		* 0,000127	* 0,005485
Dq (15,26)	* 0,000127		* 0,000127
Dt (101,15)	* 0,005485	* 0,000127	
Ep (155,29)		* 0,000127	* 0,000144
Eq (17,17)	* 0,000127		* 0,000127
Et (118,87)	* 0,000144	* 0,000127	
Fp (150,16)		* 0,000127	* 0,000475
Fq (18,30)	* 0,000127		* 0,000127
Ft (111,30)	* 0,000475	* 0,000127	
Gp (156,30)		* 0,000127	* 0,000154
Gq (18,79)	* 0,000127		* 0,000127
Gt (114,90)	* 0,000154	* 0,000127	

* significativo

Tabela 20a – Resultado do teste *Tukey* para os valores de impacto (g) entre os segmentos corporais (punho, quadril e tornozelo) eixo y, nos diferentes “tatamis”.

TATAMI	Punho	Quadril	Tornozelo
A punho (63,00)		* 0,000127	* 0,000127
A quadril (12,89)	* 0,000127		* 0,000127
A tornozelo (94,03)	* 0,000127	* 0,000127	
Bp (67,97)		* 0,000127	0,882735
Bq (5,96)	* 0,000127		* 0,000127
Bt (69,33)	0,882735	* 0,000127	
Cp (86,89)		* 0,000127	* 0,000904
Cq (7,07)	* 0,000127		* 0,000127
Ct (75,11)	* 0,000904	* 0,000127	
Dp (39,52)		* 0,000127	* 0,022260
Dq (9,03)	* 0,000127		* 0,000127
Dt (48,37)	* 0,022260	* 0,000127	
Ep (58,73)		* 0,000127	0,823512
Eq (8,81)	* 0,000127		* 0,000127
Et (61,21)	0,823512	* 0,000127	
Fp (39,99)		* 0,000169	0,947407
Fq (8,83)	* 0,000169		* 0,000169
Ft (42,14)	0,947407	* 0,000169	
Gp (64,21)		* 0,000127	0,675468
Gq (8,68)	* 0,000127		* 0,000127
Gt (57,59)	0,675468	* 0,000127	

* significativo

Tabela 21a – Resultado do teste *Tukey* para os valores de impacto (g) entre os segmentos corporais (mão, quadril e pé) eixo z, nos diferentes tipos de “tatamis”.

TATAMI	Punho	<u>Quadril</u>	Tornozelo
A punho (221,69)		* 0,000127	* 0,000127
A quadril (12,88)	* 0,000127		* 0,000127
A tornozelo (371,37)	* 0,000127	* 0,000127	
Bp (230,87)		* 0,000127	* 0,000127
Bq (6,65)	* 0,000127		* 0,000127
Bt (297,12)	* 0,000127	* 0,000127	
Cp (300,94)		* 0,000127	* 0,000164
Cq (9,49)	* 0,000127		* 0,000127
Ct (349,94)	* 0,000164	* 0,000127	
Dp (270,74)		* 0,000127	0,144356
Dq (17,63)	* 0,000127		* 0,000127
Dt (296,01)	0,144356	* 0,000127	
Ep (301,11)		* 0,000127	0,945181
Eq (8,00)	* 0,000127		* 0,000127
Et (304,56)	0,945181	* 0,000127	
Fp (231,51)		* 0,000127	* 0,000127
Fq (13,84)	* 0,000127		* 0,000127
Ft (159,01)	* 0,000127	* 0,000127	
Gp (267,05)		* 0,000127	* 0,000288
Gq (16,06)	* 0,000127		* 0,000127
Gt (211,11)	* 0,000288	* 0,000127	

* significativo

APÊNDICE I

Tabela 23a – Resultado do teste *Tukey* para os valores de tempo (s) de impacto no pêndulo balístico nos diferentes “tatamis”.

Tatamis Médias(s)	A 0,0137	B 0,0134	C 0,0086	D 0,0111	E 0,0098	F 0,0142	G 0,0127
A 0,0137		0,671631	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,300653	*0,000634
B 0,0134	0,671631		*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,005247	0,070073
C 0,0086	*0,000131	*0,000131		*0,000131	*0,000142	*0,000131	*0,000131
D 0,0111	*0,000131	*0,000131	*0,000131		*0,000133	*0,000131	*0,000131
E 0,0098	*0,000131	*0,000131	*0,000142	*0,000133		*0,000131	*0,000131
F 0,0142	0,300653	*0,005247	*0,000131	*0,000131	*0,000131		*0,000131
G 0,0127	*0,000634	0,070073	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131	

* significativo

APÊNDICE J

Tabela 27a – Resultado do teste de *Tukey* para o segmento corporal PUNHO eixo x.

Tatamis Médias(s)	A 0,0087	B 0,0079	C 0,0060	D 0,0076	E 0,0049	F 0,0086	G 0,0059
A 0,0087		0,470774	*0,000131	0,132690	*0,000131	0,999950	*0,000131
B 0,0079	0,470774		*0,000982	0,991595	*0,000131	0,660621	*0,000432
C 0,0060	*0,000131	*0,000982		*0,008701	0,088529	*0,000132	0,999950
D 0,0076	0,132690	0,991595	*0,008701		*0,000131	0,239919	0,003560
E 0,0049	*0,000131	*0,000131	0,088529	*0,000131		*0,000131	0,169005
F 0,0086	0,999950	0,660621	*0,000132	0,239919	*0,000131		*0,000131
G 0,0059	*0,000131	*0,000432	0,999950	*0,003560	0,169005	*0,000131	

* *significativo*

Tabela 27b – Resultado do teste de *Tukey* para o segmento corporal PUNHO no eixo y.

Tatamis Médias(s)	A 0,0095	B 0,0079	C 0,0048	D 0,0059	E 0,0043	F 0,0086	G 0,0073
A 0,0095		*0,043025	*0,000131	*0,000131	*0,000131	0,609918	*0,001701
B 0,0079	*0,043025		*0,000135	*0,006052	*0,000131	0,804720	0,927654
C 0,0048	*0,000131	*0,000135		0,454340	0,974077	*0,000131	*0,000457
D 0,0059	*0,000131	*0,006052	0,454340		0,084395	*0,000173	0,116381
E 0,0043	*0,000131	*0,000131	0,974077	0,084395		*0,000131	*0,000141
F 0,0086	0,609918	0,804720	*0,000131	*0,000173	*0,000131		0,182645
G 0,0073	*0,001701	0,927654	*0,000457	0,116381	*0,000141	0,182645	

* *significativo*

Tabela 27c– Resultado do teste de Tukey para o segmento corporal PUNHO no eixos z.

Tatamis Médias(s)	A 0,0117	B 0,0122	C 0,0085	D 0,0057	E 0,0055	F 0,0091	G 0,0079
A 0,0117		0,987258	*0,000133	*0,000131	*0,000131	*0,000281	*0,000131
B 0,0122	0,987258		*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000137	*0,000131
C 0,0085	*0,000133	*0,000131		*0,000195	*0,000140	0,948724	0,927721
D 0,0057	*0,000131	*0,000131	*0,000195		0,999483	*0,000132	*0,002870
E 0,0055	*0,000131	*0,000131	*0,000140	0,999483		*0,000131	*0,000757
F 0,0091	*0,000281	*0,000137	0,948724	*0,000132	*0,000131		0,360447
G 0,0079	*0,000131	*0,000131	0,927721	*0,002870	*0,000757	0,360447	

* *significativo*

Tabela 28a – Resultado do teste de Tukey para o segmento corporal QUADRIL no eixos x.

Tatamis Médias(s)	A 0,0254	B 0,0132	C 0,0148	D 0,0198	E 0,0074	F 0,0189	G 0,017
A 0,0254		*0,000131	*0,000131	*0,002952	*0,000131	*0,000421	*0,000132
B 0,0132	*0,000131		0,924832	*0,000349	*0,001454	*0,002289	0,111688
C 0,0148	*0,000131	0,924832		*0,008971	*0,000152	0,056341	0,676140
D 0,0198	*0,002952	*0,000349	*0,008971		*0,000131	0,994296	0,395232
E 0,0074	*0,000131	*0,001454	*0,000152	*0,000131		*0,000131	*0,000131
F 0,0189	*0,000421	*0,002289	0,056341	0,994296	*0,000131		0,805796
G 0,017	*0,000132	0,111688	0,676140	0,395232	*0,000131	0,805796	

* *significativo*

Tabela 28b – Resultados do teste de *Tukey* para os valores de tempo de impacto (s) no segmento corporal QUADRIL no eixo y .

Tatamis Médias(s)	A 0,0231	B 0,0247	C 0,0167	D 0,0229	E 0,0095	F 0,02860	G 0,01955
A 0,0231		0,967320	0,004319*	1,000000	0,000131*	0,024907*	0,327254
B 0,0247	0,967320		0,000307*	0,941482	0,000131*	0,223120	0,044355*
C 0,0167	0,004319*	0,000307*		0,006248*	0,001050*	0,000131*	0,598316
D 0,0229	1,000000	0,941482	0,006248*		0,000131*	0,017770*	0,395888
E 0,0095	0,000131*	0,000131*	0,001050*	0,000131*		0,000131*	0,000132*
F 0,0286	0,024907*	0,223120	0,000131*	0,017770*	0,000131*		0,000143*
G 0,01955	0,327254	0,044355*	0,598316	0,395888	0,000132*	0,000143*	

* *significativo*

Tabela 28c – Resultados do teste de *Tukey* para os valores de tempo de impacto (s) no segmento corporal QUADRIL no eixo z.

Tatamis Médias(s)	A 0,0235	B 0,015	C 0,0177	D 0,0222	E 0,0064	F 0,022	G 0,0128
A 0,0235		*0,000131	*0,001217	0,961326	*0,000131	0,913365	*0,000131
B 0,015	*0,000131		0,434157	*0,000153	*0,000131	*0,000189	0,684996
C 0,0177	*0,001217	0,434157		*0,022032	*0,000131	*0,036308	*0,011332
D 0,0222	0,961326	*0,000153	*0,022032		*0,000153	0,999997	*0,000131
E 0,0064	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000153		*0,000131	*0,000337
F 0,022	0,913365	*0,000189	*0,036308	0,999997	*0,000131		*0,000131
G 0,0128	*0,000131	0,684996	*0,011332	*0,000131	*0,000337	*0,000131	

* *significativo*

Tabela 29a – Resultado do teste de *Tukey* para o tempo de impacto do segmento corporal TORNOZELO eixo x.

Tatamis Médias(s)	A 0,0084	B 0,0115	C 0,0046	D 0,0098	E 0,0077	F 0,0195	G 0,017
A 0,0084		*0,027999	*0,003117	0,753764	0,993821	*0,000131	*0,000131
B 0,0115	*0,027999		*0,000131	0,565116	*0,003871	*0,000131	*0,000132
C 0,0046	*0,003117	*0,000131		*0,000143	*0,023148	*0,000131	*0,000131
D 0,0098	0,753764	0,565116	*0,000143		0,335535	*0,000131	*0,000131
E 0,0077	0,993821	*0,003871	*0,023148	0,335535		*0,000131	*0,000131
F 0,0195	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131		0,218676
G 0,017	*0,000131	*0,000132	*0,000131	*0,000131	*0,000131	0,218676	

* *significativo*

Tabela 29b – Resultado do teste de *Tukey* para o tempo de impacto do segmento corporal TORNOZELO no eixo y.

Tatamis Médias(s)	A 0,0075	B 0,0086	C 0,0059	D 0,0079	E 0,0056	F 0,0228	G 0,0198
A 0,0075		0,963500	0,844850	0,999852	0,714246	*0,000131	*0,000131
B 0,0086	0,963500		0,282106	0,996818	0,179002	*0,000131	*0,000131
C 0,0059	0,844850	0,282106		0,643939	0,999984	*0,000131	*0,000131
D 0,0079	0,999852	0,996818	0,643939		0,487794	*0,000131	*0,000131
E 0,0056	0,714246	0,179002	0,999984	0,487794		*0,000131	*0,000131
F 0,0228	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131		0,183545
G 0,0198	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131	0,183545	

* *significativo*

Tabela 29c– Resultado do teste de *Tukey* para o tempo de impacto do segmento corporal TORNOZELO no eixo z.

Tatamis Médias(s)	A 0,0075	B 0,0087	C 0,0060	D 0,0136	E 0,0061	F 0,0224	G 0,0216
A 0,0075		0,798996	0,571025	*0,000131	0,650729	*0,000131	*0,000131
B 0,0087	0,798996		*0,035744	*0,000133	*0,049254	*0,000131	*0,000131
C 0,0060	0,571025	*0,035744		*0,000131	1,000000	*0,000131	*0,000131
D 0,0136	*0,000131	*0,000133	*0,000131		*0,000131	*0,000131	*0,000131
E 0,0061	0,650729	*0,049254	1,000000	*0,000131		*0,000131	*0,000131
F 0,0224	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131		0,966537
G 0,0216	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131	*0,000131	0,966537	

* *significativo*

ANEXO A

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE PRODUÇÃO

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS

FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Título do Projeto:

Gostaria de obter todas as informações sobre todos os procedimentos (testes, tratamentos, etc.) a serem realizados em mim.	
Quais as medidas a serem obtidas?	
Quais os riscos e desconforto que podem ocorrer?	
Quais os meus benefícios e vantagens em fazer parte deste estudo?	
Quais as pessoas que estarão me acompanhando durante os procedimentos práticos deste estudo?	
Este estudo envolve tirar fotos ou filmar a minha pessoa?	
Existe algum questionário que preciso preencher? Sou obrigado a responder a todas as perguntas?	
Qual a maneira de se manter sob sigilo as minhas fotos, vídeos, questionários ou qualquer outro dado a meu respeito?	
PESSOA PARA CONTATO	NÚMERO DO TELEFONE

OUTRAS INFORMAÇÕES:

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso _____.

Assinatura _____ Florianópolis, ____/____/____.

ANEXO B



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARNA
CAMPUS UNIVERSITÁRIO - TRINDADE CEP: 88040-900 - FLORIANÓPOLIS - SC

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS

Parecer

Processo nº: 055/2000

Projeto de Pesquisa: Estudo das características mecânicas dos tatamis relacionadas aos ukemis no Judô.

Pesquisador Responsável: Maria de Fátima da Silva Duarte

Instituição: UFSC

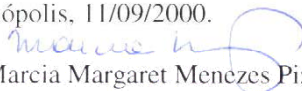
Parecer dos Relatores:

- ☒ aprovado
- ☐ reprovado
- ☐ com pendência (detalhes pendência)*
- ☐ retirado
- ☐ aprovado e encaminhado ao CONEP

Justificativa: **O projeto é bem descrito e fundamentado, contendo todas as etapas necessárias; o tema é relevante; o pesquisador revela conhecimentos sobre o assunto. Inclui toda a documentação necessária e está de acordo com os termos das Resoluções 196/96 e 251/97 e que todas as pendências foram adequadamente esclarecidas pelo pesquisador responsável. O parecer é pela aprovação do presente projeto e consentimento informado.**

Informamos que o parecer dos relatores foi aprovado, por unanimidade, em reunião deste Comitê na data de 06/09/2000.

Florianópolis, 11/09/2000.


Profª Marcia Margaret Menezes Pizzichini
Coordenadora